

Aus dem Med. Zentrum für Radiologie  
Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Leiter:

Prof. Dr. A. Mahnken

des Fachbereiches Medizin der Philipps-Universität Marburg  
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,  
Standort Marburg

**„Die Bedeutung der 64-Zeilen-Dual-Energy-CT-Angiographie in der  
Diagnostik von pAVK-Patienten mit kritischer Extremitätenischämie  
und/oder schweren Claudicatio-Beschwerden:**

**Ein Vergleich der axialen Bilder mit dem Goldstandard der Digitalen  
Subtraktionsangiographie.“**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

Dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

Vorgelegt von

**Theresa Wilhelm**

Aus Lauf a.d. Pegnitz

Marburg, 2013

Angenommen vom Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg am: 11.07.2013  
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: Prof. Dr. Dr. J. Heverhagen

Korreferent: Prof. Dr. P. Alter

**Meinen Eltern gewidmet**

## Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis .....	II
1 Einleitung.....	1
1.1 Periphere arterielle Verschlusskrankheit .....	1
1.1.2 Epidemiologie .....	1
1.1.3 Ätiologie und Pathogenese .....	1
1.1.4 Klassisches Risikoprofil .....	2
1.1.5 Klinik.....	3
1.1.6 Diagnostik.....	4
1.1.7 Therapie .....	8
1.2 Die Computertomographie .....	9
1.2.1 Historische Entwicklung .....	9
1.2.2 CT-Angiographie und periphere arterielle Verschlusskrankheit.....	11
1.2.3 Grundlagen und Technik der Dual-Energy-Computertomographie.....	12
1.3 Zielsetzung.....	13
2 Patienten und Methoden.....	14
2.1 Studiendesign .....	14
2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien.....	14
2.2 Beschreibung der Diagnoseverfahren .....	14
2.2.1 Goldstandard - Digitale Subtraktionsangiographie (DSA) .....	14
2.2.2 Testverfahren - Dual-Energy-CT-Angiographie (DECTA).....	16
2.3 Datenerhebung .....	17
2.3.1 Dokumentation der Daten .....	17
2.3.2 Auswertung der Angiographie-Bilder.....	20
2.4. Patientenauswahl .....	21
2.4.1 Endgültige Patientenrekrutierung .....	21
2.5 Statistische Auswertung .....	23

2.5.1 Berechnung der diagnostischen Güte des Testverfahrens – Vergleich DSA mit DECT-Angiographie.....	23
2.5.2 CTA –Interobserververgleich .....	26
3 Ergebnisse.....	28
3.1 Patientenfluss.....	28
3.2 Datenpräsentation .....	28
3.2.1 Häufigkeiten – DSA vs. CTA .....	28
3.2.2 Güte des diagnostischen Testverfahrens .....	46
3.2.3 Exakter Test nach Fisher .....	52
3.2.4 Interobserververgleich .....	61
3.3 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse.....	73
4. Diskussion vor dem Hintergrund des aktuellen Forschungsstandes.....	75
4.1 Hintergrund .....	75
4.2 Studienbeschreibung.....	77
4.3 Diskussion der Ergebnisse .....	78
4.3.1 Vergleich CTA und DSA .....	78
4.3.2 CTA-Interobserververgleich .....	90
4.4 Limitationen.....	92
5 Zusammenfassung/Summary .....	93
6 Literaturverzeichnis.....	96
7 Anhang .....	103
8 Abkürzungsverzeichnis .....	106
9 Abbildungs-, Tabellen- und Diagrammverzeichnis .....	108
10 Verzeichnis der akademischen Lehrer .....	113

## 1 Einleitung

In vielen wissenschaftlichen Publikationen gilt die periphere arterielle Verschlusskrankheit (pAVK) auch heute noch, im Zeitalter der Präventions- und Screeningmaßnahmen, als zu selten diagnostiziert. Die Patienten werden oft, hinsichtlich ihrer Risikofaktoren und Begleiterkrankungen, zu wenig und ineffizient behandelt.

Welche Bedeutung der 64-Zeilen-Dual-Energy-CT-Angiographie in der Diagnostik der pAVK im Vergleich mit dem Goldstandard der Digitalen Substraktionsangiographie hat, wird in dieser Dissertation herausgearbeitet.

### 1.1 Periphere arterielle Verschlusskrankheit

Die periphere arterielle Verschlusskrankheit, im Volksmund auch als „Schaufensterkrankheit“ (Claudicatio intermittens) bezeichnet, ist eine Durchblutungsstörung der peripheren Arterien. Sie betrifft zu 90% die unteren und zu 10% die oberen Extremitäten {Scheinert 2007}. Pathogenetisch kommt es zu stenosierenden und okkludierenden Veränderungen der kleinen, die Haut und Muskeln versorgenden, sowie der großen peripheren Gefäße. Je nach Ausprägung bzw. Schweregrad der pAVK kann diese sowohl asymptomatisch bleiben als auch symptomatisch werden. Dann treten die typischen Claudicatio intermittens Schmerzen auf. Sie sind als ischämische Muskelschmerzen, welche unter Belastung reproduzierbar sind und unter Ruhebedingungen verschwinden, definiert {Herold 2012}.

#### 1.1.2 Epidemiologie

Die pAVK zeigt eine Gesamtprävalenz (asymptomatische und symptomatische Erscheinungsform) von 3-10%, die im Alter von 70 Jahren 15-20% erreicht {Lange 2004}.

#### 1.1.3 Ätiologie und Pathogenese

In 90-95% der Fälle ist die pAVK auf eine chronisch obliterierende Arteriosklerose der Gefäßwand zurückzuführen. Diese ist durch einen Elastizitätsverlust und eine Zunahme der Intima-Media-Dicke, mit zum Teil atheromatösen Gefäßveränderungen, gekennzeichnet {Gerok 2000}. Die restlichen 5-10% gründen auf seltenen Ursachen, wie der Thrombangiitis obliterans (M. Winiwarter-Buerger), oder dem Takayasu-Syndrom, eine Vaskulitis. Außerdem existieren traumatische Ursachen.

Im Verlauf der Erkrankung erfahren, nach aktuellen Morbiditätsangaben, Patienten mit einem ABI (Ankle Brachial Index) von  $> 1,4$  oder sehr niedrigen Werten, überdurchschnittlich oft kardiovaskuläre Ereignisse {Diehm 2007}.

#### 1.1.4 Klassisches Risikoprofil

Zu den nicht beeinflussbaren Faktoren zählt neben Alter und genetischer Disposition auch das Geschlecht, wobei Männer viermal so häufig betroffen sind wie Frauen {Scheinert 2007}.

##### 1.1.4.1 *Nikotinabusus*

Das inhalative Tabakrauchen ist der schwerwiegendste Risikofaktor für die pAVK. Starken Rauchern wird im Vergleich zu Nicht-Rauchern nicht nur ein vierfach erhöhtes Risiko eine symptomatische pAVK zu entwickeln zugeschrieben, sondern die Diagnose „periphere arterielle Verschlusskrankheit“ wird in der Regel auch 10 Jahre früher gestellt {Norgren 2007}.

##### 1.1.4.2 *Diabetes mellitus*

Diabetes mellitus ist ein wesentlicher Risikofaktor dieser Gefäßerkrankung. Diabetiker haben im Vergleich zu Nicht-Diabetikern ein zweifach erhöhtes Risiko eine pAVK zu entwickeln. Pro Anstieg des HbA1c um 1% des Normalwertes, steigt das Risiko, an dem Gefäßleiden zu erkranken, um 26% an {Norgren 2007}.

##### 1.1.4.3 *Arterielle Hypertonie*

Zudem besteht eine Assoziation zwischen Hypertonus ( $>140/90$  mmHg) und peripherer arterieller Verschlusskrankheit. Nur 2-5% der Hypertoniker leiden an einer pAVK, aber im Gegensatz dazu sind 50-92% der Gefäßpatienten an einer behandlungsbedürftigen Hypertonie erkrankt {Gschwandtner 2010}.

##### 1.1.4.4 *Hyperlipoproteinämie*

Ein weiterer traditioneller Risikofaktor stellt die Hyperlipoproteinämie dar. In der Framingham-Heart Studie weist ein Gesamtcholesterinlevel von mehr als 270mg/dl auf ein zweifach erhöhtes Risiko eine kritische Extremitätenischämie zu bekommen hin. Für die pAVK scheint insbesondere der Quotient aus Gesamtcholesterin zu HDL für die Prognose ausschlaggebend zu sein {Scheinert 2007}.

##### 1.1.4.5 *Hyperhomocysteinämie*

Erhöhte Homocysteinwerte zählen seit kurzem zu den unabhängigen Risikofaktoren der Arteriosklerose. Insbesondere jüngere pAVK Patienten

scheinen eine gewisse Assoziation zur Hyperhomocysteinämie zu besitzen {Norgren 2007}.

### 1.1.5 Klinik

Patienten, die an der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit erkranken zeigen ein vielseitiges Beschwerdebild. Die Symptomatik ergibt sich aus der Lokalisation des Gefäßverschlusses und dem Grad der Lumeneinengung. Im deutschsprachigen Raum werden die pAVK-Stadien mit Hilfe der Einteilung nach Fontaine (1954) klassifiziert. International ist die Rutherford'sche Einteilung üblich.

Fontaine		Rutherford			
Stadium	Klinik	Schweregrad	Kategorie	Klinik	Objektive Kriterien
I	Beschwerdefreiheit trotz fehlender Arterienpulse	I	0	Asymptomatisch	Normale Laufbanduntersuchung
II a	Claudicatio intermittens Schmerzfreie Gehstrecke > 200m		1	Milde Claudicatio	Laufbandtest 5 min möglich aKD-Belastung >50 mmHg, aber wenigstens 20 mmHg als in Ruhe
II b	Claudicatio intermittens Schmerzfreie Gehstrecke > 200m		2	Mäßige Claudicatio	Zwischen Kategorie 1 und 3
			3	Schwere Claudicatio	Laufbandtest: 5 min nicht möglich aKD-Belastung <50 mmHg
Kompliziertes Stadium II Trophische Störungen mit Claudicatio intermittens, aber ohne kritische Beinischämie					
III	Ruheschmerzen	II	4	Ruheschmerzen	
IV	Ischämische Läsionen (Ulzera, Gangrän, Nekrosen)	III	5	Distale trophische Läsionen	
			6	Über das metatarsale Niveau reichende trophische Läsionen	

aKD = arterieller Knöcheldruck

**Abbildung 1 - Stadieneinteilung nach Fontaine und Rutherford**

Stadium I ist eine reine Zufallsdiagnose. Es bedeutet eine arterielle Gefäßobstruktion ohne klinische Symptomatik.

In Stadium II treten allgemein belastungsabhängige Schmerzen auf, die sich unter Ruhebedingungen zurückbilden. Kann eine Gehstrecke von > 200m schmerzfrei zurückgelegt werden wird dies als Stadium IIa benannt („nondisabling claudication“). Treten bereits belastungsabhängige Schmerzen beim Zurücklegen von < 200m auf wird dies als Stadium IIb bezeichnet („disabling claudication“).

Kommen während der bereits genannten Stadien, aufgrund Bagateltraumen oder Begleiterkrankungen, Nekrosen oder Ulcera auf wird dies als kompliziertes Stadium I oder II benannt.

Das Stadium III ist durch das Auftreten von Ruheschmerzen gekennzeichnet. Diese erscheinen wenn Kompensationsmechanismen, wie die Ausbildung von Kollateralkreisläufen, weitgehend erschöpft sind. Bei Diabetikern kann dieses



Stadium aufgrund der Neuropathie auch schmerzlos verlaufen, sodass die kritische Extremitätenischämie zunächst unbemerkt bleibt.

Finden sich bereits spontan auftretende Nekrosen oder Ulcera in akralen Partien, bei persistierenden Ruheschmerzen, spricht man von Stadium IV. Oft entsteht eine feuchte Gangrän aufgrund einer bakteriellen Infektion.

Anhand der Schmerzlokalisation kann auf die Verschlusshöhe rückgeschlossen werden. Beckenarterienverschlüsse führen zu Schmerzen in Gesäß- oder Oberschenkelmuskulatur. Unterschenkelschmerzen werden durch Verschlüsse im Bereich des Oberschenkels bedingt. Spürt der Betroffene die Beschwerden im Knöchel- oder Fußbereich muss an eine Gefäßstenose des Unterschenkels gedacht werden.

#### 1.1.6 Diagnostik

Berücksichtigt man Anamnese und klinische Untersuchung kann mit Hilfe apparativer Diagnostik, meist ohne den Einsatz von invasiver Diagnostik, das Ausmaß und die Lokalisation des Gefäßverschlusses beurteilt werden. Eine frühzeitige Diagnosestellung und die Einleitung einer entsprechenden Therapie kann so das Fortschreiten der chronischen Erkrankung abschwächen.

##### 1.1.6.1 Nicht Bildgebende Diagnostik

Beginnend mit der *Anamnese* sollen kardiovaskuläre Risikofaktoren, Begleiterkrankungen, sowie die klinischen Symptome und deren zeitliches Auftreten erfragt werden. Letzteres ist wichtig um akute Gefäßverschlüsse, die einen dringenden Handlungsbedarf erfordern, auszuschließen.

Bei der *körperlichen Untersuchung* sind Inspektion (Hautfarbe, -pigmentation und -temperatur) und eine seitenvergleichende Palpation der Arterienpulse wichtig. Um Arterienstenosen an den oberen Extremitäten nicht zu übersehen, soll eine beidseitige Blutdruckmessung und der *Allen-Test* vorgenommen werden. Hilfreich für die klinische Diagnostik ist zudem die *Ratschow-Lagerungsprobe*<sup>\*</sup>. Ein *standardisierter Gehstest* dient zur Ermittlung der schmerzfreien Gehstrecke, sowie zur Demaskierung einer in Ruhe gut kompensierten pAVK. Ein wichtiger Diagnose- und Screeningfaktor beim Vorliegen von Risikofaktoren bei asymptomatischen Patienten stellt die ABI-Messungen dar. Die Verschlussdrücke werden mit Hilfe eines Taschendopplers auf Höhe der A. brachialis, sowie den Aa. Tibialis anterior/posterior und/oder der A. dorsalis pedis

---

<sup>\*</sup> Hierbei führt der Patient mit erhobenen Armen bzw. Beinen kreisende Bewegungen durch. Kommt es beim Vorliegen von Gefäßverschlüssen zu einem raschen Abblassen der Haut im Bereich der Hand- bzw. Fußsohle gilt der Test als positiv.

ermittelt. Der ABI ergibt sich aus dem Quotient des niedrigsten systolischen Blutdrucks am Knöchel und dem höchsten systolischen Blutdruck am Oberarm. Bei einem ABI von 0,90 – 0,75 besteht eine leichte, bei 0,75 – 0,5 eine mittelschwere und bei < 0,50 eine schwere pAVK.

<b>ABI-Wert</b>	<b>Schweregrad der PAVK</b>
> 1,3	falsch hohe Werte (Verdacht auf Mediasklerose)
> 0,9	Normalbefund
0,75-0,9	leichte PAVK
0,5 – 0,75	mittelschwere PAVK
< 0,5	schwere PAVK (kritische Ischämie)

**Abbildung 2 - Einteilung AB-Index {Leitlinien PAVK - Bearbeitungsstand 9.3.2009}**

Werden Werte von > 1,3 gemessen, muss an eine Mönckeberg-Mediasklerose gedacht werden. Hierbei sind die Gefäße nicht kompressibel und der Blutdruck wird falsch hoch gemessen. Als Abhilfe kann hier die Messung des Toe-Brachial-Indexes additional durchgeführt werden. Hierbei weisen Werte < 0,7 auf eine pAVK hin.

Nach heutigem Forschungsstand ist die ABI- Messung die effektivste und genaueste Methode, um bei gleichzeitigem Vorhandensein von Claudictio intermittens-Schmerzen die Diagnose pAVK zu stellen {Jill 2003}. Sie stellt somit die erste Untersuchung der apparativen Stufendiagnostik bei Verdacht auf eine pAVK dar.

#### *1.1.6.2 Bildgebende Diagnostik*

Die folgenden beschriebenen bildgebenden Verfahren eignen sich hervorragend zur Diagnosesicherung, exakten Lokalisation der arteriellen Stenosen, sowie zur Verlaufskontrolle. Zudem sind sie für die Vorbereitung für interventionelle oder gefäßchirurgische Eingriffe unerlässlich.

##### *1.1.6.2.1 Farbkodierte Duplexsonographie (DUS)*

Die *farbkodierte Duplexsonographie* hat sich zu einer weichenstellenden diagnostischen Methode in alle Bereichen des gefäßmedizinischen Alltags entwickelt. Sie vereint eine zweidimensionale Ultraschalltechnik (B-Bild), mit oder ohne Farbe, mit dem *Pulse-Wave(pw)-Doppler*. Letzterer liefert eine nicht invasive Ableitung und Analyse der Dopplerflussskurven betroffener Gefäße. Diese können hinsichtlich ihres Strömungsprofils, welches normal triphasisch ist und sich distal 75%iger Gefäßstenosen monophasisch mit verbreiterter Frequenzspektrum darstellt, beurteilt werden {Scheinert 2007}. Außerdem ermöglicht die Messung der intrastenotischen Flussgeschwindigkeit im Vergleich

zur Geschwindigkeit proximal des Verschlusses (Referenzsegment) eine Quantifizierung des Stenosegrades. Erhöht sich die Geschwindigkeit um mehr als das 2,5-fache, liegt in der Regel eine hämodynamisch relevante Stenose vor. Die Duplexsonographie ist die bildgebende Methode der ersten Wahl und besonders für oberflächliche Gefäße geeignet. Sie erfordert jedoch ausreichende Erfahrung und ist stark untersucherabhängig.

#### 1.1.6.2.2 CT-Angiographie (CTA)

Meist sind die Befunde aus der angiologischen Diagnostik nicht ausreichend und es müssen zusätzliche radiologische Verfahren zur Therapieplanung mit einbezogen werden. Durch den Fortschritt der Multidetektor-Computertomographie und die Entwicklung moderner Nachbearbeitungssoftwares wird eine exzellente Übersicht des Gefäßbaumes von Kopf bis zu den Zehen erreicht. Betrachtet man neben den axialen Bildern auch die Maximum Intensity Projections (MIP), eine 3D-Darstellung des Gefäßbaumes, Bilder der Volumen Rendering Technik, sowie der multiplanaren Rekonstruktionstechnik, ergeben sich exzellente Übereinstimmungen mit der DSA [Ota 2004]. Neue Mehrzeilen-CT Techniken eröffneten in den letzten Jahren z.B. die Möglichkeit längere Gefäßsegmente aufgrund geringerer Kollimation in einem Durchgang zu scannen. Zudem lässt der Anstieg auf die 64-Zeilen-CT eine exzellente Darstellung der kleinen plantaren Gefäße zu. Nachteile ergeben sich aus der hohen Strahlenbelastung, welche abhängig von Gerätetyp (16 > 64-Zeiler) und den Untersuchungsparametern ist. Zudem birgt die Verwendung von mehr als 100 ml jodhaltigem Kontrastmittel die Gefahr einer KM-Nephropathie. Lange Postprocessing- und Befundungszeiten, aufgrund großer Datensätze, sowie Metallartefakte gruppieren sich zu den Nachteilen. Eine besondere Limitation in der pAVK-Diagnostik erzeugen ausgeprägte Mediasklerosen. Vorteile liegen vor allem in der kurzen Scanzeit, mit weniger als 10 Min., in der hohen Verfügbarkeit und den geringen Kosten. Zudem ist die CTA keine reine intraluminale Darstellung wie bei der DSA. Durch die Bestimmung von Kalzifikationsgraden, der Gefäßwandmorphologie und dem Ausmaß der thrombotischen Wandverdickung, sowie des Gefäßverlaufes, können Intervention und Zugangsweg exakt geplant werden [Leibecke 2006]. Besondere Indikationen sind die Bypassdiagnostik, sowie der Einsatz in der Notfalldiagnostik.

#### 1.1.6.2.3 MR-Angiographie (MRA)

Auch die *Magnetresonanztomographische Angiographie* ermöglicht die Lokalisation aller bedeutenden Gefäßveränderungen. Sie basiert auf dem physikalischen Effekt der kernmagnetischen Resonanz. Vor allem die 3D-Darstellung bietet, durch die Rotation des Bildes bei der Betrachtung, eine sehr gute Beurteilung des Gefäßbaumes. Ebenfalls verwendet werden die TOF (time of flight) und die, mit Gadolinium durchgeführte, CE-MRA (contrast-enhanced) Technik. Gerade mit der „Moving bed angiography“ (z.B. „MobiTrak“), bei der während kontinuierlicher Infusion von Kontrastmittel der Untersuchungstisch stetig verschoben wird, gibt es eine aussagekräftige Darstellung der gesamten unteren Extremität. Die Scandauer wird dadurch verkürzt und es kommt zu weniger Artefakten. Im Vergleich zur CTA bietet sie die gesündere Methode, da es zu keiner Strahlenbelastung kommt und kein nephrotoxisches Kontrastmittel verwendet wird, sondern Gadolinium. Limitierende Faktoren sind die hohen Kosten und die Kontraindikationen für die Durchführung einer MRA. Zu diesen zählen unter anderem das Vorhandensein von Metallimplantaten und Herzschrittmachern. Ein weiterer Nachteil für Patienten mit Klaustrophobie ist die Enge im MRT. Geringe Verfügbarkeit, längere Scandauer (20-25 Minuten) und Signalauslöschung durch Stents oder Metalle erzeugen weitere Nachteile. Zudem können Gefäßwanddicke und -verkalkungen mittels MRT nicht evaluiert werden {Ota 2004}. Problematisch wird es bei Patienten mit Kontrakturen, welche zu Lagerungsschwierigkeiten führen, und die Scanplanung dadurch einschränkt. Zusammenfassend ist die MRA jedoch eine gute Methode für die Erstellung von Behandlungsplänen und korreliert sehr gut mit dem Referenzstandard der DSA. Es werden beachtliche Sensitivitätsraten von über 90% und Spezifitäten von über 95% in der Detektion signifikanter Läsionen erreicht {Cejna 2005}.

#### 1.1.6.2.4 Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

Die intraarterielle *Digitale Subtraktionsangiographie* gilt auch heute noch hinsichtlich Genauigkeit und Übersichtlichkeit als Referenzstandard in der Diagnostik der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit. Die Subtraktion eines Leerbildes von einem mit Kontrastmittel gefüllten Bild ist die zugrundeliegende Methode. Sie erfolgt entsprechend der Fragestellung für bestimmte Gefäße bzw. Etagen, eine reine Übersichtsangiographie ist zur Therapieplanung nicht ausreichend. Wird sie in der Diagnostik der pAVK von Becken- und Oberschenkeltyp langsam, aufgrund hohen Sensitivitäten und Spezifitäten, von MRA und CTA abgelöst, gilt sie im Unterschenkel-/Fußbereich immer noch als

Goldstandard. Da die DSA ein invasives Diagnoseverfahren ist, sollte sie bestimmten Indikationen, wie z.B. einer Ballondilatation vorbehalten bleiben. Sie birgt ein 1-6%iges Risiko in der Region des transfemorale Zuganges, Hämatome, arteriovenöse Fisteln oder Pseudoaneurysmen zu entwickeln. In 20-40% dieser Fälle ist dann eine operative Sanierung notwendig {Schumann 2007}. Hoher Personal- und Zeitaufwand, hohe Strahlenbelastung für alle Beteiligten und die Notwendigkeit einer stationären Aufnahme der Patienten zählen zu den Nachteilen. Zusammenfassend erreicht sie durch die langjährigen Erfahrung und die Möglichkeit der Kombination von Diagnostik und Intervention in einer Sitzung, eine sehr hohe Akzeptanz als etabliertes Verfahren.

### 1.1.7 Therapie

Die Ziele einer pAVK-Therapie setzen sich aus mehreren Komponenten zusammen. Das Voranschreiten der Erkrankung soll gehemmt, die kardio- und zerebrovaskulären Ereignisse reduziert und Gehleistung, Belastbarkeit und Lebensqualität optimiert werden.

In *Stadium I* ist, laut Empfehlung der Arzneimittelkommission der deutschen Ärzteschaft (2004), die Behandlung der Risikofaktoren einer Arteriosklerose und der Begleiterkrankungen die einzige wirksame Therapieoption. Einstellen des Rauchens, Behandlung einer Hypertonie und eines Diabetes mellitus, sowie diätische und medikamentöse Therapie einer Fettstoffwechselerkrankung, mit Statinen, zählen zu den Basismaßnahmen.

Neben oben genannten Basismaßnahmen soll in *Stadium II* ein programmiertes Intervallgehrtraining im Rahmen einer pAVK-Gruppe mit dem Ziel einer Verlängerung der schmerzfreien Gehstrecke erfolgen. Indiziert sind in diesem Stadium bereits Thrombozytenfunktionshemmer (ASS oder Clopidogrel) {Gasper 2012}). Bei fehlendem Rückgang der Claudicatio-Beschwerden können zusätzlich vasoaktive Substanzen (z.B. Naftidrofuryl) gegeben werden. Außerdem müssen strombahnwiederherstellende Verfahren wie die PTA, Thrombolyse oder eine Operation in Erwägung gezogen werden.

In *Stadium III/IV* ist grundsätzlich die Indikation für lumeneröffnende Maßnahmen gegeben. Ein Strategieprinzip zu den unterschiedlichen Revaskularisationsverfahren wurde im Transatlantic Intersociety Consensus-Dokument (TASC {Minar}) aus dem Jahre 2007 vorgeschlagen. Der Gefäßbaum wurde in die Bereiche aortoiliacal und femoro-popliteal aufgeteilt und die Gefäßläsionen je nach Lokalisation und Ausmaß in Typen A bis D untergliedert. Für Kategorie A und B werden eher interventionelle Verfahren (PTA mit

Ballondilatation +/- Stent), für Kategorie C und D eher chirurgische Methoden (Bypass, TEA, im Extremfall eine Amputation) empfohlen. Neben Revaskularisationsmaßnahmen sind die richtige Lagerung der Extremität aufgrund Nekrosen, eine Lokalbehandlung der ischämischen Defekte, sowie eine Schmerztherapie und eine antibiotische Therapie hinsichtlich der Prognose von großer Bedeutung.

## 1.2 Die Computertomographie

Allgemein ist die Computertomographie ein computerisiertes röntgenologisches Verfahren mit dem überlagerungsfreie zwei- oder dreidimensionale Querschnittsbilder des zu untersuchenden Objektes erzeugt werden. Das System besteht aus einer ringförmigen Einheit aus zwei Röntgenröhren und einem Detektor - der sogenannten Gantry- und bewegt sich kreisförmig um das zu untersuchende Objekt. Durch diesen Aufbau ist es möglich jeden Punkt des Körpers mehrfach und unter verschiedenen Winkeln zu durchstrahlen. So kann auf die räumliche Verteilung der Schwächungsprofile – auch Projektionen genannt - zurückgeschlossen werden, um daraus Bilder zu erstellen. Durch die Hounsfield-Skala werden den unterschiedlichen Geweben entsprechende Schwächungskoeffizienten, als ein Maß der Dichte, zugeteilt. Referenzgrößen stellen hierbei Wasser mit 0 Hounsfield-Einheiten (HE) und Luft mit -1000 HE dar. Diese HE werden in Graustufen dargestellt. Da das menschliche Auge jedoch nur rund 20 Graustufen differenzieren kann, muss man sich einer Fenstertechnik bedienen. Hierbei wird ein mittlerer Dichtewert bestimmt, der die relevanten Organstrukturen in den verfügbaren Graustufen darstellt. Zur Befundung bestimmter Organe existieren Weichteil-, Lungen- und Knochenfenster.

### 1.2.1 Historische Entwicklung

Mit dem Erhalt des Nobelpreises für Medizin 1979 wurden G.N. Hounsfield und A.M. Cormack als Väter der Computertomographie geehrt, für ein als Meilenstein der medizinischen Diagnostik bezeichnetes Verfahren, welches bis heute einen ständigen Fortschritt, vor allem in den Bereichen Detektortechnik und Reduktion der Strahlenbelastung, erfährt. Die dazu parallele Entwicklung modernerer und leistungsfähiger Computersoftwaresysteme führt zu einer Verbesserung der Bildqualität und zur Verkürzung von Berechnungszeiten.

Seit der Einführung der Computertomographie können vier verschiedene Generationen beschrieben werden. Generation 1 (1970) und 2 (1972) basieren

beide auf einem Translation-Rotationsprinzip mit einem Röntgenstrahl in Nadelstrahlformat. Durch lange Scanzeiten (Generation 1 > 24h, Generation 2 min. 40 Minuten) setzte sich die Anwendung im klinischen Alltag nicht durch. Um das Ziel einer Ganzkörperaufnahme zu ermöglichen mussten somit die Scanzeiten unter 20 Sekunden pro Bild sinken, damit die Aufnahmen während einer Atempause durchgeführt werden können. Dies wurde durch die Einführung des Fächerstrahls in der dritten Generation (1976) ermöglicht, da dadurch ein größerer Detektorbogen ausgeleuchtet werden konnte. Ab hier existierte nur noch das Rotationsprinzip. Die Detektoren der 3., der heute am meisten genutzten, Generation drehen sich mit der Röntgenquelle. Es existiert auch eine vierte Generation, welche ausschließlich feststehende Detektorringe nutzt, was sich jedoch auf Grund von hohen Kosten und Störanfälligkeiten nicht durchsetzte. Gegen Ende dieser Dekade war die Computertomographie gänzlich etabliert und Scanzeiten von 5-10 s pro Bild, bei einer Schichtdicke von 5-10 mm, wurden Standard {Kalender 2006}. Folgende Tabelle beschreibt die Entwicklung der Scanparameter von 1972 bis 2005.

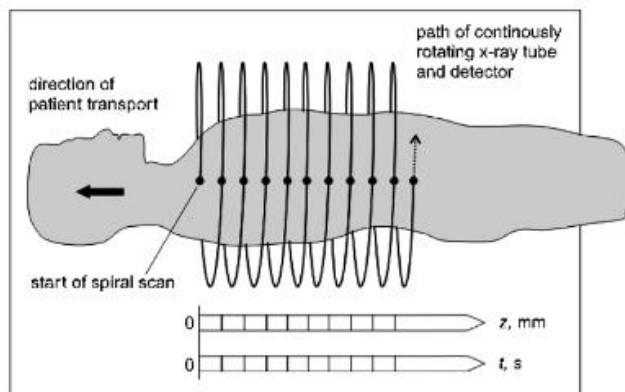
	1972	1980	1990	2004	2005 (DSCT)
Rotation time (s)	300	5–10	1–2	0.33–0.5	0.33
Data per 360° scan (MB)	0.058	1	1–2	10–100	20–200
Data per spiral scan (MB)	–	–	24–48	200–4000	200–8000
Image matrix <sup>b</sup>	80 × 80	256 × 256	512 × 512	512 × 512	512 × 512
Power (kW)	2	10	40	60–100	2 × 80
Slice thickness, mm	13	2–10	1–10	0.5–1	0.5–1
Spatial resolution (LP cm <sup>-1</sup> )	3	8–12	10–15	12–25	12–25
Contrast resolution	5 mm/5 HU/ 50 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy	3 mm/3 HU/ 30 mGy

<sup>a</sup> Typical values for high performance scanners.

<sup>b</sup> Values refer to the calculated matrix. Monitor displays often use 1024 × 1024 matrices by means of interpolation.

### Abbildung 3 - Scanparameter CT {Kalender 2006}

Die CT-Untersuchung bestand ca. 20 Jahre lang aus der Aufnahme einzelner Schichten, die durch zeitaufwendiges Verschieben des Patienten um die gewünschte Schichtdicke, ermöglicht wurde. Damit ein kontinuierliches Bild ohne Lücken erstellt werden konnte, mussten überlappende Scans durchgeführt werden. Mit Einführung der Spiraltechnik (1990 siehe Tabelle), bzw. der „Dauerrotationstechnik“, rotierten Röntgenröhre und Detektor automatisch um den Patienten. Währenddessen wurde der Patient durch kontinuierlichen definierten Tischvorschub pro Rotation (= Schichtdicke) in der Körperlängsachse durch die Gantry hindurchbewegt. Das Aufnahmeprinzip wird in Abbildung 5 dargestellt.



**Abbildung 4 - Spiral-Technik {Kalender 2006 }**

Durch den Einsatz dieser Technik konnten kürzere Untersuchungszeiten und eine lückenlose Volumendarstellung in einer einzigen Atempause erreicht werden. Außerdem konnte so die Strahlendosis verringert und 3D-Bilder und die MPR rekonstruiert werden. Ein Höhepunkt in der Weiterentwicklung war die Einführung der Mehrzeilen-CT-Systeme im Jahre 1998. Durch die simultane Aufnahme mehrerer Schichten ist die Möglichkeit, auch hohe Aufnahmegeschwindigkeiten mit dünnen Schichten zu erreichen, gegeben. Begonnen mit 4 Zeilen ( $4 \times 2,5 \text{ mm}$ ) im Jahre 1998, über 64 Zeilen ( $64 \times 0,4 \text{ mm}$ ) im Jahre 2004, brachte Toshiba im Jahre 2011 mit seinem Aquilion ONE ein CT-Gerät mit 640 Zeilen, wobei die 320 Zeilen doppelt ausgelesen werden, auf den Markt {Toshiba medical 2012}. Durch die Verbesserung der Auflösung in der z-Achse auf  $< 0,5 \text{ mm}$  wurden im Verlauf isotrope Voxel - gleiche Länge, Breite und Höhe - möglich. Dadurch erzeugte man eine erstklassige Nachverarbeitung für 3D Bilder, wie z.B. die multiplanare Reformation in beliebigen Bildebenen (sagittal, koronal, axial) ohne Verlust an Auflösung {Fleischmann 2006}. Ein weiterer Fortschritt wurde mit der Einführung der Dual Source Technik vollbracht. Durch den Einsatz von zwei gleichzeitig rotierenden, um  $90^\circ$  versetzt angeordneten Röntgenstrahlen konnte die Aufnahmezeit halbiert werden.

### 1.2.2 CT-Angiographie und periphere arterielle Verschlusskrankheit

Die ersten Arbeiten über die CT-Angiographie (1990) zeigten relativ gute Sensitivitäten und Spezifitäten um die 80%. Aufgrund der hohen Schichtdicken war die Bildqualität aber nur im aortoiliakalen Bereich verwendbar {Cejna 2005}. Wie im vorherigen Abschnitte beschrieben, verbesserte sich durch die Mehrzeilen-Computertomographie auch die CT-Angiographie vor allem durch den Fortschritt in der 3D-Darstellung (MIP, VR, MPR). Da hierbei kalzifizierende Gefäßveränderungen weiterhin eine Limitation darstellten, dürfen axiale Bilder

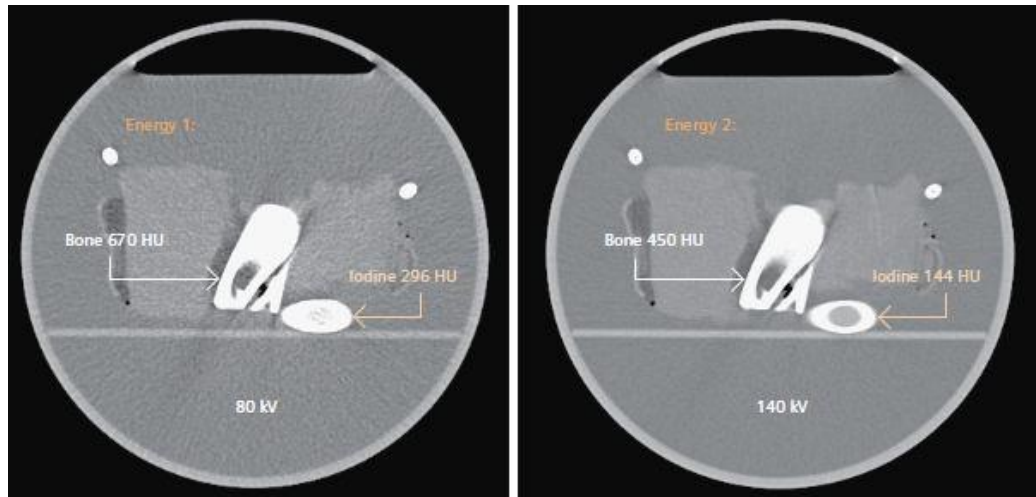


zur Befundung weiterhin nicht weggelassen werden. Mit den neusten Mehrzeilengeräten kann durch kürzere Scanzeiten die Kontrastmittel-Injektion besser genutzt werden. Es können Scans genau auf eine bestimmte Phase der Kontrastmittelfüllung der Gefäße abgestimmt werden. Trotzdem besteht die Gefahr, dass aufgrund der schnellen Scanzeiten der Bolus verpasst wird {Fleischmann 2006}. Scanzeiten sollten demnach auch nicht zu kurz gewählt werden, um eine adäquate Kontrastmittel-Füllung bis in die Fußgefäße zu gewährleisten. Ein großer Nachteil der MDCTA ist die Unfähigkeit zwischen einer Kontrastmittel- oder einer Kalkbedingten Abschwächung des Gefäßlumens zu differenzieren. Daher existieren Einschränkungen in der Befundung stark verkalkter, v.a. cruraler Gefäße. Da gerade die konventionelle manuelle „bone removal Technik“ sehr zeitaufwendig ist {Kau 2011}, wurde mit der Einführung der Dual-Energy CTA mit automatischer Technik ein wichtiger Schritt in der Postprocessingzeit der CTA Bilder erzielt.

### 1.2.3 Grundlagen und Technik der Dual-Energy-Computertomographie

Obwohl die erste Duale-Energy-Computertomographie bereits 1976 konzipiert wurde, fand sie dato noch kein beständiges Einsatzgebiet im klinischen Alltag. Damals musste, um auf die andere Energiedosis zu wechseln, das CT-Gerät aus- und wieder eingeschaltet werden. Dies führte zu extrem langen Untersuchungszeiten, welche für den Einsatz an Patienten nicht tolerabel waren. Heute wird sie vor allem in der Gefäßdiagnostik von Carotis- oder Aortenstenosen, sowie bei der Beurteilung von Lungengefäßen und bei der Charakterisierung von Nieren- oder Blasensteinen eingesetzt. In der Diagnostik der pAVK bietet sie, als Angiographie durchgeführt, eine hervorragende Methode um eine bessere Differenzierung von Kontrastmittel, Knochen, Kalk und anderen Geweben zu erhalten.

Die Idee der DECT basiert auf der Dual-Source Technik. Es werden zwei Röntgenröhren mit unterschiedlicher Röhrenspannung (gewöhnlich 80 kv und 140 kv), welche zur Bildakquisition von zwei Datensätzen der gleichen anatomischen Region in nur einem Scan führen, eingesetzt. Die Absorption von Röntgenstrahlung ist sowohl Energie- als auch Gewebeabhängig. Z.B. hat Jod seine maximale Abschwächung bei niedriger Energie, während die Dichte bei großer Energie nur halb so groß ist.



**Abbildung 5 - Unterschiede der Abschwächung von Iod im Dual-Energy Modus (Siemens medical 2008)**

Im Gegensatz dazu zeigt die Abschwächung bei Knochen nur sehr geringe Veränderungen zwischen Scans mit niedriger oder hoher Energie. Durch die Workstation kann so mit Hilfe der automatischen „Dual-Energy bone removal Technik“ jodhaltiges Kontrastmittel von calciumhaltigen Knochen differenzieren und somit, bei Artefakt freier Aufnahme der Bilder, die Beurteilung von Stenosen erleichtern.

### 1.3 Zielsetzung

Das Ziel dieser Studie war, zu belegen, wie präzise die Detektion der 64-Zeilen-Dual-Energy-CT-Angiographie bei Stenosen mit signifikanter Gefäßreduktion im Vergleich zur konventionellen Becken-Bein-Angiographie im klinischen Alltag ist. Bei der Befundung wurden hauptsächlich die axialen Bilder betrachtet, wobei die MIP-Bilder auch mit einbezogen werden durften. Die Untersuchung soll sicher erkennen, wenn eine hämodynamisch relevante Stenose vorliegt. Daraus soll die richtige Entscheidung für das Durchführen einer DSA gefällt werden. Desweiteren soll sie zuverlässig feststellen, wenn das Gefäß gesund und somit keine weitere interventionelle Behandlung erforderlich ist.

Die Untersuchungsgrundlage stellte ein Patientengut mit klinischer Indikation zur Digitalen Subtraktionsangiographie.

Die richtige Entscheidung kann für das Gesundheitssystem Kosten und für die Kliniker Zeit sparen. Gleichzeitig schützt sie vor unnötigen Eingriffen, aber auch vor iatrogenen Fehlentscheidungen zu Lasten der Patientengesundheit.

Weiterhin wurde ein Interobserververgleich durchgeführt, um Aufschluss über die Übereinstimmung der Bewerter untereinander zu geben.

## 2 Patienten und Methoden

### 2.1 Studiendesign

Es handelt sich bei dieser Studie um eine retrospektiv durchgeführte Diagnosestudie.

Alle in die Studie aufgenommenen Patienten erhielten die Untersuchungen in der Klinik für Strahlendiagnostik am Universitätsklinikum Gießen und Marburg (GmbH), Standort Marburg.

Die Beurteilung der Bilder erfolgte im Zeitraum von Februar 2009 bis April 2010 in der Abteilung Strahlendiagnostik.

Die vorliegende Studie wurde von der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Philipps Universität mit ihrem Votum vom 01.07.2009 (Nummer 80/09) genehmigt.

#### 2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

In die Studie eingeschlossen wurden alle Patienten, die von Januar 2008 bis September 2009 aufgrund klinischer Symptome einer pAVK eine Dual-Energy-CT-Angiographie (DE-CTA) der Becken-Bein-Region erhalten hatten. Diese Information konnte aus PACS (Picture Archiving and Communication System; Agfa's IMPAX™) mit Hilfe der Sucheingabe: „DE-BBA“ innerhalb des oben genannten Zeitraums gewonnen werden. Daraufhin wurde überprüft, bei welchen Patienten zusätzlich eine Digitale Substraktionsangiographie der gleichen Körperregion durchgeführt wurde. Mithilfe des Krankenhausinformationssystems Orbis® (Agfa HealthCare GmbH) konnte diese Information anhand der Patientenidentifikationsnummer (PID) gesucht werden. Fand die Untersuchung innerhalb eines Zeitraumes von 30 Tagen nach der CTA statt, wurde der Patient in die Studie aufgenommen.

### 2.2 Beschreibung der Diagnoseverfahren

#### 2.2.1 Goldstandard - Digitale Substraktionsangiographie (DSA)

Die intraarterielle DSA-Untersuchungen wurden mit Hilfe des Angiographiegerätes *Artis Zee Helling* der Firma Siemens (Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Wie im Hintergrund des hier aufgeführten Fotos (Abb. 7) sichtbar, wurden die Angiographiebilder mit der Systemlösung *syngo® Workplace* dargestellt.



**Abbildung 6 - Angiographiegerät Artis Zee Helling, Abt. Strahlendiagnostik, Universität Marburg (H. Joachim Szameitat - Zentrales Fotostudio-UKGM, Standort Marburg)**

Zuerst musste die Indikation, welche aus der klinischen Symptomatik eines pAVK Stadiums IIb-IV und/oder Kontraindikation für die MR-Angiographie (z.B. metallische Fremdkörper oder Herzschrittmacher) bestand, geprüft werden. Daraufhin konnte die DSA nach Prüfen aller Vorbereitungsmaßnahmen, wie z.B. dem Aufklärungsgespräch, Allergie- und Schilddrüsenanamnese, sowie Kontrolle der Nierenfunktion (siehe Protokoll im Anhang) durchgeführt werden. Nach vorschriftsmäßiger Lagerung des Patienten wurde ein Gonadenschutz angelegt. Alle Patienten erhielten zu Beginn eine lokale Anästhesie (10 ml Mepiracain, Scandicain, Astra zeneca, Wedel, Deutschland) in der Leiste. Daraufhin erfolgte der Zugang retrograd transfemorale und kontralateral der Beschwerdesymptomatik mit einer 18 G Punktionsnadel. Für eine bilaterale Darstellung wurde der Pigtailkatheter (65cm) bis zur gewünschten Position, meist bis zur infrarenalen Aorta abdominalis, vorgeschoben. Es folgte eine native überlappende Etagedarstellung ohne Kontrastmittel. Danach wurden je nach Lokalisation zwei verschiedene Aufnahmeprogramme, Becken (2 Bilder pro Sekunde) bzw. Extremitäten (1Bild/Sekunde), eingestellt. Das Kontrastmittel Ultravist 300 (Bayer Schering Pharma, Leverkusen, Deutschland) wurde maschinell und unverdünnt mit Hilfe des Angiomat *Medrad Mark V ProVis* appliziert. Die Druckspritzen wurden je nach Aufnahmeort, Becken oder Knieabwärts, bezüglich Flow, Injektionsverzögerung und Kontrastmittelvolumen angepasst. In der Beckenetage wurde das Kontrastmittel maschinell mit einer Flussrate von 15ml/s appliziert und eine p.a., sowie eine RAO- (right anterior oblique) und LAO- (left anterior oblique) Projektion in 30 Grad durchgeführt. In der Oberschenkelregion wurden manuell 10 ml KM appliziert und eine p.a. und

eventuelle eine seitliche Aufnahme, ipsilateral der zu untersuchenden Seite, in 30° RAO aufgenommen.

Knieabwärts wurden ebenso 10 ml KM appliziert und die Bilder parallel oder senkrecht zur Membrana interossea aufgezeichnet. Nach Entfernung des Katheters wurde die Einstichstelle abgedrückt und für ca. 12-24 h ein Druckverband angelegt.

Die Strahlenbelastung für die diagnostische Durchleuchtung betrug im Durchschnitt  $6400\mu\text{Gyxm}^2$ .

### 2.2.2 Testverfahren - Dual-Energy-CT-Angiographie (DECTA)

#### 2.2.2.1 Bildakquisition

Die DECT-Angiographie erfolgte mit einem 64-Zeilen SOMATOM® Definition Dual- Source Computertomographie Gerät (Siemens AG, Forchheim).



**Abbildung 7 - Dual-Energy-CT {Siemens medical 2008}**

Die vom Hersteller empfohlenen Akquisitionseinstellungen (Röhrenspannung 140 kV und 80 kV, effektiver Röhrenstrom 50 As und 270 As, Kollimation  $64 \times 1,2$  mm, Rotationszeit 0,5 s, Tischvorschub 40 mm/s, Pitchfaktor 1, Schichtdicke 1,5 mm, Schichtinkrement 1,0 mm) wurden zu Beginn jeder Untersuchung automatisch korrekt eingestellt.

Wurde der Patient wie im Lagerungsprotokoll der Abteilung Strahlendiagnostik der Universität Marburg (siehe Anhang) vorbereitet und gelagert, erfolgte die Injektion des vorgewärmten Kontrastmittels (Ultravist 370, Bayer Schering Pharma, Leverkusen, D.) über eine Venenverweilkanüle (18 G) in der Armbeuge

nach Kontrastmittelprotokoll (siehe Anhang). Nach Erreichen eines Schwellenwertes von 150 HE startet die Bildakquisition (Care Bolus®, Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland), die den Bereich von der infrarenalen Aorta abdominalis bis zu den Zehen umfasst.

#### 2.2.2.2 Bildnachbearbeitung

An einer Workstation wurde mit einer dafür ausgelegten Software (Dual Energy-Applikation, VE25A, Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland), anhand der 140kV-DS und der 80kV-DS, Knochen und Plaques aus den primär erstellten Bildern entfernt, um daraufhin als neue Datensätze abgespeichert zu werden. Die Differenzierung von kalkhaltigen Plaques und Knochen basiert auf morphologischen Kriterien, da Calcium und Iod unterschiedliche Absorptionseigenschaften bei 80 kV bzw. 140 kV aufweisen. Die nachbearbeiteten Projektionsangiogramme wurden im 180 Grad Winkel mit einem Winkelabstand von 9,5 Grad und damit aus 20,5 Bildern angefertigt. Additional zu den axialen Bildern wurden die DE-CTA Datensätze zu dreidimensionalen Maximum Intensity Projektionen\* umgewandelt.

### 2.3 Datenerhebung

#### 2.3.1 Dokumentation der Daten

Die Daten wurden manuell in einen Auswertungsbogen (siehe Anhang) eingetragen. Um eine Verwechslung der Patientendaten auszuschließen musste zu Beginn angekreuzt bzw. dokumentiert werden:

1. ob DSA- oder DECTA-Bilder befundet wurden
2. an welchem Tag die Befundung stattgefunden hat,
3. welcher Beurteiler diese vorgenommen hat,
4. an welchem Datum die DSA/DECTA-Untersuchung durchgeführt wurde.

Zur anonymen Patientendokumentation und –rückverfolgung wurden nur Geburtsdatum und PID eingetragen.

Die Unterteilung des arteriellen Gefäßbaumes der Becken-Bein-Region erfolgte in 29 Segmente.

Dies beinhaltete die *infrarenale Aorta abdominalis*, sowie beidseitig die

*Arteria(A.) iliaca communis*

*A. iliaca interna*

---

\* Visualisierungsverfahren, bei dem bestimmte Schichtstapel aus einer bestimmten Blickrichtung betrachtet werden. Das Bild wird aus Punkten höchster Dichtewerte erzeugt.

*A. iliaca externa*

*A. femoralis communis*

*Femoralisgabel*

*A. femoralis profunda*

*A. femoralis superficialis*

*A. poplitea*

*A. tibialis anterior*

*Truncus tibiofibularis*

*A. tibialis posterior*

*A. fibularis*

*A. dorsalis pedis*

*A. plantaris pedis*

Die im Folgenden aufgelisteten Erhebungsmerkmale wurden anhand festgelegter Zahlen notiert, um eine leichtere statistische Datenauswertung zu ermöglichen.

Zu jedem Gefäßabschnitt wurde der Stenosegrad anhand der Merkmalsausprägung dokumentiert:

- Keine Stenose → 1
- Einengung von < 51% des Gefäßlumens → 2
- Einengung von 51-70% des Gefäßlumens → 3
- Einengung von 71-99% des Gefäßlumens → 4
- Einengung von 100% des Gefäßlumens, d.h. kompletter Gefäßverschluss → 5

Zudem sollte eine Aussage über den Verkalkungsgrad der Gefäßwand getroffen werden, der anhand dieser Werte charakterisiert wurde:

- Keine Verkalkung → 1
- Verkalkung von weniger als 1/3 des Kreisumfanges bzw. geringe Verkalkung → 2
- Verkalkung zwischen 1/3 - 2/3 des Kreisumfanges bzw. mäßige Verkalkung → 3
- Verkalkung von mehr als 2/3 des Kreisumfanges bzw. starke Verkalkung → 4

Auch die Qualität der Bilder wurde anhand von vier Stufen beschrieben:

- Sehr gute Qualität → 4
- Gute Qualität → 3
- Verwendbare Qualität → 2
- Nicht beurteilbar → 99



**Abbildung 8 - MIP-Beispiel für sehr gute Bildqualität**

Hierbei wurde schon im Vorhinein eine Einteilung in vier Regionen vorgenommen. Die Beurteiler sollten die Qualität für den Bereich der abgebildeten Aorta, des Beckens, des Oberschenkels und der Region Unterschenkel mit Fuß angeben.

Als letzter Parameter sollte notiert werden, ob die Bilder durch ein Artefakt beeinflusst wurden:

- Kein Artefakt → 1
- Artefakt vorhanden, aber nicht beeinflussend → 2
- Beeinflussendes Artefakt → 3

War ein Artefakt zu erkennen musste dieser genauer charakterisiert werden:

- Suboptimale Kontrastierung der Gefäße → 1
- Artefakt durch Bewegung des Patienten während der Untersuchung → 2
- Venöse Kontamination der arteriellen Gefäße → 3
- Übermäßige Verkalkung der Gefäße → 4
- Sonstige, nicht genauer definierte Artefakte → 5

Waren bestimmte Gefäßabschnitte nicht abgebildet, z.B. aufgrund einer Amputation, oder wurden sie in der DSA nicht mit aufgenommen, sollte die Codierung mit 77 („nicht abgebildet“) für alle Erhebungsmerkmale erfolgen.



Konnten Gefäßabschnitte aus anderen Gründen, z.B. aufgrund einer künstlichen Hüftprothese, „nicht beurteilt“ werden, sollte die Zahl 99 eingetragen werden.

Zudem gab es einen leeren Zellbereich, in dem wichtige Bemerkungen notiert werden konnten.

Alle erhobenen Daten wurden anonymisiert in eine Microsoft Excel Tabelle eingegeben.

### 2.3.2 Auswertung der Angiographie-Bilder

Die Bildauswertung und Dokumentation erfolgte nach dem oben beschriebenen einheitlichen Befundschema durch drei Fachärzte für diagnostische Radiologie (Reader 1, 2, 3), die langjährige Erfahrung in der Befundung von DSA- oder CTA-Bilder bzw. von beiden aufweisen konnten.

#### 2.3.2.1 Auswertung der DSA-Angiographie

Die Befundung wurde von einem radiologischen Facharzt mit speziellen Kenntnissen in der Durchführung und Auswertung einer DSA durchgeführt, der nicht an der Analyse der CTA-Bilder beteiligt war. Hierbei war keine Verblindung notwendig, es konnten die Originalbefunde und die klinischen Diagnosen zur Auswertung herangezogen werden. Die erhobenen Befunde dienten als Goldstandard.

Die Bilder wurden mithilfe von PACS an einem dafür vorgesehenen Befundungsmonitor analysiert.

#### 2.3.2.2 Auswertung der DE-CT-Angiographie

Die Auswertung erfolgte durch zwei Radiologen mit langjähriger Erfahrung in der Beurteilung von CT-Angiographie Bildern. Die beiden Reader waren unabhängig voneinander und verblindet, d.h. ohne Kenntnis der DSA-Befunde und der klinischen Diagnosen des jeweiligen Patienten.

Für die Analyse wurden die Daten der DECT-Angiographie, falls diese nicht im zentralen System vorhanden waren, von Sicherungs-CDs des Servers in das PACS überspielt.

Es durften zu den axialen Schnittbildern auch die bei Durchführung standardmäßig mit konstruierten MIP-Bilder zur Beurteilung herangezogen werden. Auch hier erfolgte die Befunderhebung an dafür vorgesehenen Befundungsmonitoren.

## 2.4. Patientenauswahl

### 2.4.1 Endgültige Patientenrekrutierung

Zu Beginn konnten insgesamt 311 DECT-Angiographiedatensätze der Becken-Bein-Region gefunden werden, die in dem oben genannten Zeitraum, von 21 Monaten, durchgeführt wurden. Tatsächlich handelte es sich aber nur um 269 Patienten, da bei 34 davon 2 - 4-fache Datensätze vorlagen. Nachdem die Patientenliste auf Ein- und Ausschlusskriterien überprüft wurde, mussten 212 Untersuchungen ausgeschlossen werden. 160 Untersuchungen konnten keine DSA aufweisen, bei 36 Datensätzen gab es zwar eine DSA, jedoch wurde der Zeitraum von max. 30 Tagen überschritten. Zudem wurden 16 Untersuchungen ausgeschlossen, da die DSA-Bilder während einer OP, d.h. nur anhand eines C-Bogens, entstanden waren. Insgesamt blieben so für die Datenerhebung noch 99 DECTA-DSA-Paare übrig. In der Datenauswertung wurde jedes Bein als separater „Patient“ bezeichnet, sodass endgültig 198 Fälle zur Datenerhebung und statistischen Auswertung zur Verfügung standen.

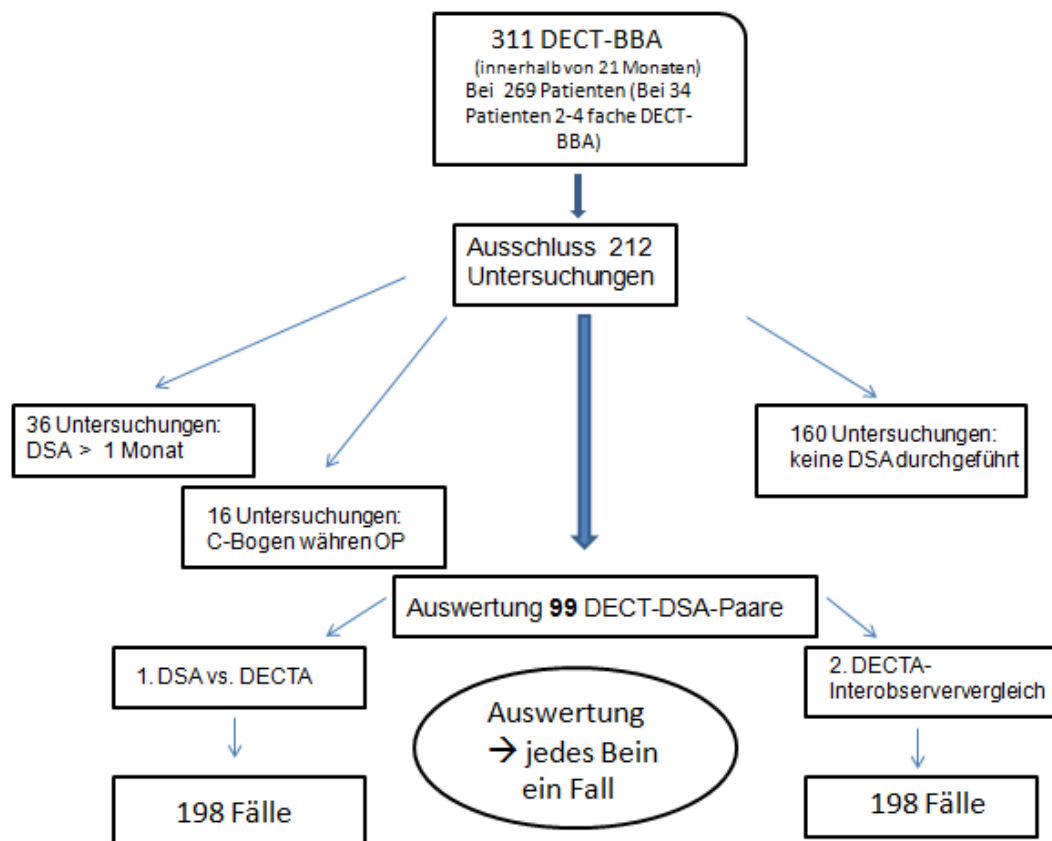


Abbildung 9 - Patientenauswahl

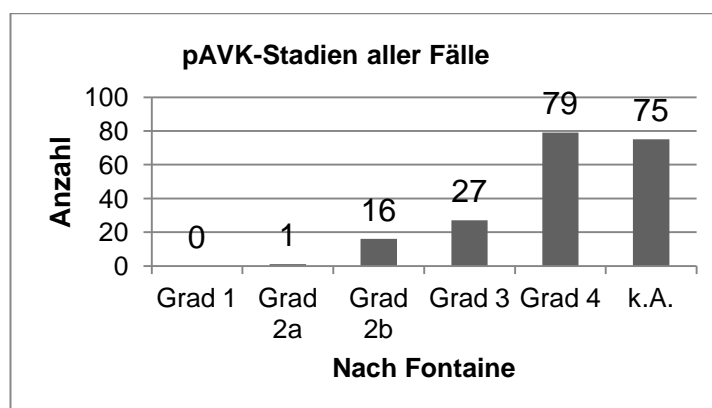
### 2.4.2 Deskriptive Patientenanalyse

Um Informationen über die Durchführungsgründe der CTA zu erfahren, wurden die Patientenakten in Orbis® nach dem aktuellen Stadium der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit ausgewertet. Hierzu wurde der elektronische Anforderungsschein zur DSA geöffnet und das Feld: „Diagnose“ nach dem Stadium bzw. der Symptombeschreibung ausgewertet. Außerdem wurde das Alter der Patienten, zum Zeitraum der Patientenrekrutierung, dokumentiert. Von den 99 Untersuchungen entfielen genau 2/3 auf Männer (n=66) und 1/3 auf Frauen (n=33). Entsprechend der tatsächlichen Patientenanzahl von 94, waren es 32 Frauen und 62 Männer.

**Tabelle 1 - Deskriptive Patientenanalyse**

Charakteristika	Wert
Anzahl der Patienten	94
Anzahl untersuchter Extremitäten	198
Durchschnittsalter (Jahre)	72,7
Geschlecht - männlich	62
Geschlecht - weiblich	32
<i>pAVK Stadien n. Fontaine:</i>	
I	0
IIa	1
IIb	16
III	27
IV	79
keine Angaben	75

Das Durchschnittsalter lag bei 72,7 Jahren, der jüngste Patient war zum Zeitpunkt der DECT-Untersuchung 40 Jahre alt, der älteste 96 Jahre. Insgesamt wurden bei 123 Fällen das pAVK-Stadium oder eine Symptombeschreibung, (z.B. Ulcus/Nekrose → Grad 4, Ruheschmerzen → Grad 3, Gehstrecke kleiner 200 m → Grad 2b) aus der der pAVK-Grad abgeleitet werden konnte, angegeben. Die Verteilung ist in Diagramm 1 ersichtlich.



**Diagramm 1 – pAVK-Stadien, der in die Studie einbezogenen Fälle**

## 2.5 Statistische Auswertung

Alle auszuwertenden nominalen Merkmalsausprägungen wurden in Microsoft Excel eingegeben und vor Beginn und während der statistischen Auswertung stichprobenartig kontrolliert.

### 2.5.1 Berechnung der diagnostischen Güte des Testverfahrens – Vergleich DSA mit DECT-Angiographie

Alle unten beschriebenen Parameter wurden mit Hilfe von Excel errechnet.

#### 2.5.1.1 Sensitivität und Spezifität

Um die Güte eines diagnostischen Testes im Vergleich zum Goldstandard zu messen wurden zunächst Sensitivität und Spezifität anhand einer Vier-Felder-Tafel berechnet. In der hier angefertigten Beispieltafel werden die im Text beschriebenen Tests exemplarisch dargestellt.

**Tabelle 2 - Vierfeldertafel zur Sensitivitäts- und Spezifitätsberechnung**

	DSA positiv (Goldstandard)	DSA negativ (Goldstandard)	
CTA positiv	Richtig positiv	Falsch positiv	Anzahl Test-Positiver
CTA negativ	Falsch negativ	Richtig negativ	Anzahl Test-Negativer
Gesamt	Anzahl Kranker	Anzahl Gesunder	

Die *Sensitivität* gibt die Wahrscheinlichkeit an, mit der eine bestehende Erkrankung durch die diagnostische Methode auch tatsächlich erkannt wird. Eine hohe Sensitivität wird somit angestrebt, wenn eine Erkrankung mit großer Sicherheit ausgeschlossen werden soll, so wie in dieser Diagnosestudie. Sie sagt jedoch nichts über die Wahrscheinlichkeit des Vorliegens der Krankheit aus.

$$\text{Sensitivität: } \text{Richtig positiv} / \text{Anzahl Kranker}$$

Die *Spezifität* gibt die Wahrscheinlichkeit an, mit der das Nicht-Bestehen einer Erkrankung durch die diagnostische Methode auch tatsächlich erkannt wird. Will man eine Erkrankung sicher bestätigen, wird somit eine hohe Spezifität angestrebt.

$$\text{Spezifität: } \text{Richtig negativ} / \text{Anzahl Gesunder}$$

Nicht nur eine hohe Sensitivität ist ausschlaggebend für die Güte des hier untersuchten diagnostischen Testes, auch die Spezifität soll so hoch wie möglich

sein, da bei Patienten ohne Krankheit auch kein Symptom, bzw. keine hämodynamisch relevante Stenose gefunden werden soll.

#### 2.5.1.2 Positiver und negativer prädiktiver Wert

Will man jedoch die Wahrscheinlichkeit herausfinden, mit der ein Patient nach einem positiven bzw. negativen Testresultat wirklich krank bzw. gesund ist, muss der positive und negative prädiktive Wert (PPV/NPV) berechnet werden.

- PPV: Richtig positiv/Anzahl Test-Positiver
- NPV: Richtig negativ/Anzahl Test-Negativer

#### 2.5.1.3 Positiver und Negativer Likelihood-Quotient

Der positive/negative Likelihood-Quotient (LQ) wird auch als Wahrscheinlichkeitsverhältnis bezeichnet. Er gibt das Verhältnis der Wahrscheinlichkeiten wieder, dass bei einer erkrankten Person ein positives bzw. negatives Testergebnis beobachtet wird, im Vergleich zur entsprechenden Wahrscheinlichkeit bei einer gesunden Person. Ein Wert von 1 gibt an, dass die Wahrscheinlichkeit für ein positives Testergebnis bei Gesunden und Kranken gleich groß ist. D.h. je größer das Verhältnis ist, desto besser ist die Methode geeignet, eine erkrankte Person zu erkennen. Wird ein positives Testergebnis betrachtet spricht man von einem positiven Likelihoodratio (LR+) wird ein negatives Testergebnis betrachtet spricht man von einem negativen Likelihoodratio (LR-).

- $LR + = \text{Sensitivität} / (1 - \text{Spezifität})$
- $LR - = (1 - \text{Sensitivität}) / \text{Spezifität}$

In der folgenden Tabelle wird eine Einteilung der LR vorgenommen, anhand derer die Güte des diagnostischen Test bewertet werden kann.

**Tabelle 3- Einteilung Likelihoodratio {Schwarzer 2002}**

Wahrscheinlichkeitsverhältnisse	Interpretation
$LR+ > 10$ bzw. $LR- < 0,1$	„überzeugende diagnostische Evidenz“
$LR+ 5 - 10$ bzw. $LR- 0,1 - 0,2$	„hohe diagnostische Evidenz“
$LR+ 2 - 5$ bzw. $LR- 0,2 - 0,5$	„schwache diagnostische Evidenz“
$LR+ 1 - 2$ bzw. $LR- 0,5 - 1$	„kaum relevante diagnostische Evidenz“

In dieser Arbeit wurden die oben genannten Gütekriterien in Hinsicht auf das richtig Diagnostizieren von hämodynamisch relevanten (Einengung  $> 50\%$  des Gefäßdurchmessers) und hämodynamisch nicht relevanten (Einengung  $< 50\%$

des Gefäßdurchmessers) Stenosen berechnet. Gefäße, die in der CT-Angiographie als nicht dargestellt (77) bzw. nicht beurteilbar (99) eingetragen wurden, wurden in der statistischen Auswertung einmal als „fehlend“ ausgewertet und einmal als wären sie, hinsichtlich ihres Stenosegrades, falsch beurteilt worden.

Diese Berechnungen wurden folgendermaßen durchgeführt:

- pro Bein, d.h., zeigte nur ein Gefäß in dem gesamten Bein eine hämodynamisch relevante Stenose, wurde das gesamte Bein als „krank“ gewertet,
- für eine bestimmte Region (Becken, Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß),
- und für jedes Gefäß einzeln.

#### 2.5.1.4 Fishers Exakter Test

Um herauszufinden, ob Qualität, Verkalkungsgrad oder Artefakt einen signifikanten Einfluss auf den Stenosegrad, bzw. auf Sensitivität und Spezifität, haben oder ob die Unterschiede rein zufällig sind, wurde im exakten Test nach Fisher berechnet. Die Merkmale wurden nach Häufigkeit in einer hier exemplarisch aufgeführten Mehrfelder-Kontingenztafel

**Tabelle 4 - Beispielkontingenztafel Fisher Test**

Merkmal II	Merkmal I		Summe
	a	b	
a	3	0	3
b	7	12	19
c	1	4	5
Summe	11	16	27

angeordnet. Die Nullhypothese lautete wie folgt: „Die untersuchten Merkmale sind statistisch unabhängig voneinander.“ Die statistische Auswertung wurde einmal für die in der DSA als positiv gewerteten Gefäße (Sensitivität) durchgeführt, und analog dazu auch mit den als negativ gewerteten Gefäßabschnitten (Spezifität). So konnte der Einfluss auf Sensitivität und Spezifität der einzelnen Merkmalsausprägungen berechnet und untereinander verglichen werden.

Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Als statistisch signifikant gilt ein p-Wert von  $< 0,05$ , als sehr signifikant wenn  $p < 0,01$  beträgt und als höchst signifikant wenn  $p < 0,001$ .

Das Signifikanzniveau gibt die Wahrscheinlichkeit an einen Fehler 1. Art zu begehen. Folgende Tabelle gibt an welche Möglichkeiten es gibt mit der Nullhypothese nach Testentscheidung umzugehen und welche Fehler begangen werden können.

**Tabelle 5 - Testentscheidung Nullhypothese**

Entscheidung des Testes	Wirklichkeit: Nullhypothese wahr	Wirklichkeit: Nullhypothese falsch
Nullhypothese abgelehnt	Fehler 1. Art	richtige Entscheidung
Nullhypothese beibehalten	richtige Entscheidung	Fehler 2. Art

Die Kontingenztafeln wurden mit Hilfe von Excel vorbereitet und mit Hilfe "The R Foundation for Statistical Computing", Version: 2.14.1 ausgewertet.

### 2.5.2 CTA –Interobserververgleich

Um die Konkordanz der beiden CTA-Reader zu bestimmen wurde der Kappa Koeffizient von Cohen für zwei Beurteiler bestimmt. Zunächst wurde die Verteilung der verschiedenen Stenosegrade, Verkalkungsgrade, Qualitäten und Artefakte beider Reader in je einer Excel-Tabelle erfasst und beschrieben. Wie hier aus der Beispieltabelle ersichtlich, gibt die Summe der Häufigkeiten in der Hauptdiagonale die Anzahl der konkordanten, bzw. außerhalb der

**Tabelle 6 - Beispieltabellenkontingenztafel Kappa-Quotient**

Urteiler II	Urteiler I				Summe
	a	b	c	d	
a	3	0	9	5	17
b	7	12	1	6	26
c	1	4	6	7	18
d	8	22	13	8	51
Summe	19	38	29	26	112

diskordanten Urteile wieder. Darüber hinaus konnte mithilfe von „R“ die Übereinstimmung, genauer gesagt der zufallskorrigierte Anteil übereinstimmender Bewertungen {Grouven 2007}, bestimmt werden. Ein Wert von 1 bedeutet eine vollständige Übereinstimmung, ein Wert von 0 einen nicht mehr als zufallsbedingten Grad an Übereinstimmung.

Um eine genauere Einschätzung vornehmen zu können haben Landis und Koch (1977) die Kappa-Werte als

$\kappa < 0,1$  „keine Übereinstimmung“,

$0,1 < \kappa \leq 0,4$  „schwache Übereinstimmung“,

$0,4 < \kappa \leq 0,6$  „deutliche Übereinstimmung“,

$0,6 < \kappa \leq 0,8$  „starke Übereinstimmung“,

$0,8 < \kappa \leq 1$  „(fast) vollständige Übereinstimmung“ bezeichnet.

Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt.



## 3 Ergebnisse

### 3.1 Patientenfluss

Der Datenbestand ergibt sich aus den in 2.4. Patienten endgültig bewerteten Patienten. Von den 198 Fällen wurden jeweils 15 Gefäßabschnitte untersucht, sodass insgesamt je 2970 Gefäßabschnitte nach Stenosegrad, Verkalkungsgrad, Einfluss der Artefakte auf die Beurteilbarkeit der Bilder und Artefaktarten ausgewertet wurden. Zusammengefasst hat somit jeder Beurteiler 12672 Bewertungen abgegeben. Für die Qualität wurde, wie beschrieben, nur nach Region ausgewertet, sodass insgesamt 792 Abschnitte beurteilt wurden. Da in der DSA häufig nur das Bein, die Region oder das betroffene Gefäß mit der Ischämie radiologisch dargestellt werden, erfolgte zuerst die Erstellung einer Tabelle, die nur die Gefäße beinhaltet, die sowohl in der CTA als auch der DSA abgebildet wurden. Somit verringerte sich die in die Berechnung eingehenden Gefäßabschnitte bei Stenosegrad, Verkalkungsgrad, Einfluss der Artefakte und Artefaktarten um 1956 auf 1014. Für die Berechnung der Qualität mussten 540 Abschnitte entfernt werden.

### 3.2 Datenpräsentation

Die Ergebnisse wurden nach zwei verschiedenen Gesichtspunkten ausgewertet. Zum einem erfolgte, um die Güte des diagnostischen Testes zu evaluieren, der Vergleich des Goldstandards DSA mit den CTA-Befunden beider Beurteiler, und zum anderen wurde eine Interobserverübereinstimmung zwischen den beiden CTA-Beurteilern ermittelt.

#### 3.2.1 Häufigkeiten – DSA vs. CTA

Um einen guten Überblick über die Häufigkeiten der verschiedenen Erhebungsmerkmale zu bekommen, wurden diese in einer Tabelle erfasst und sowohl absolut als auch prozentual angegeben. Zuerst erfolgte die Beschreibung der Gesamtanzahl der Gefäße und daraufhin nach Einteilung in drei verschiedene Regionen. Die Beckenregion beinhaltet die Gefäße Aorta abdominalis, A. iliaca communis, A. iliaca interna und externa. Zu der Oberschenkelregion zählen A. femoris communis, A. profunda femoris, A. femoris superficialis und A. poplitea. Die dritte Region setzt sich aus den Unterschenkel- und Fußgefäßen zusammen und schließt somit den Truncus

tibiofibularis, die Aa. tibialis anterior und posterior, die A. fibularis und die beiden pedalen Gefäße A. dorsalis und plantaris pedis mit ein.

### 3.2.1.1 Stenosegrad

Es gab fünf Abstufungen des Stenosegrades: Grad 1 keine Stenose, Grad 2 < 50% des Lumens, Grad 3 50-70%, Grad 4 71-99% und Grad 5 100% (Verschluss). Grad 1 und 2 wurden als hämodynamisch nicht relevante Stenosen, bzw. als „gesund“, bezeichnet und ab Grad 3 bis Grad 5 wurden die Stenosen als hämodynamisch relevant, bzw. als „krank“, eingestuft.

### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 7 - Verteilung der Stenosegrade, Vergleich DSA mit CTA-Reader 1**

DSA									
CTA R 1	1	2	3	4	5	99	77	Summe	Prozent
1	362	22	3	15	22	3	0	427	42,1%
2	52	10	1	8	0	1	0	72	7,1%
3	48	9	8	6	4	0	0	75	7,4%
4	89	19	7	42	55	8	0	220	21,7%
5	33	3	0	14	149	14	0	213	21,0%
99	3	0	0	0	2	0	0	5	0,5%
77	2	0	0	0	0	0	0	2	0,2%
Summe	589	63	19	85	232	26	0	1014	
Prozent	58,1%	6,2%	1,9%	8,4%	22,9%	2,6%	0,0%		

1 - keine Stenose; 2 - < 50%; 3 - 50-70%; 4 - > 71-99%, 5 - 100%; 99 - nicht beurteilbar; 77 - nicht abgebildet

Insgesamt konnten 1014 Gefäßabschnitte je Bewerter beurteilt werden.

Der Bewerter des Goldstandards beurteilte 58,1% der Gefäße aller Patienten als vollkommen durchgängig (Grad 1), also ohne Hinweis auf eine Stenose. Insgesamt wurden 64,3 % der Segmente als „gesund“ gewertet, d.h. falls eine Stenose vorlag wurde diese als hämodynamisch nicht relevante, also mit einer Lumeneinengung von weniger als < 50% gewertet (Grad 1+2). Somit wurden 33,2% aller Gefäße als „krank“ (Grad 3-5) bzw. hämodynamisch relevant betrachtet, 22,9% davon sogar als komplett verschlossen. Nur 2,6% der Gefäße konnten nicht beurteilt werden. Nicht abgebildete Gefäße der DSA wurden von vornherein bei den Berechnungen ausgeschlossen.

Reader 1 der CTA Bilder betrachtete 42,1% aller Gefäße als vollkommen durchgängig und ca. 49,2% als „gesund“. Ca. die Hälfte bewertete er als hämodynamisch relevante Stenosen und 21% als komplette Verschlüsse. Insgesamt wurden fünf Gefäße nicht abgebildet und nur drei konnten nicht beurteilt werden.

Die grau markierte Diagonale gibt die Anzahl der Gefäße an, die beide mit dem gleichen Stenosegrad beurteilt haben. 362 Gefäße haben beide mit „keine Stenose“ bewertet und „Verschlüsse“ identifizierten beide bei 149 Gefäßen.

**Tabelle 8 - Verteilung der Stenosegrade, Vergleich DSA mit CTA-Reader 2**

CTA R 2	DSA							Summe	Prozent
	1	2	3	4	5	99	77		
1	356	18	2	12	46	5	0	439	43,3%
2	109	16	4	10	8	1	0	148	14,6%
3	46	12	9	17	4	1	0	89	8,8%
4	30	10	3	18	22	1	0	84	8,3%
5	37	3	0	21	144	18	0	223	22,0%
99	10	4	1	5	5	0	0	25	2,5%
77	1	0	0	2	3	0	0	6	0,6%
Summe	589	63	19	85	232	26	0	1014	
Prozent	58,1%	6,2%	1,9%	8,4%	22,9%	2,6%	0,0%		

1 - keine Stenose; 2 - < 50%; 3 - 50-70%; 4 - > 71-99%, 5 - 100%; 99 - nicht beurteilbar; 77 - nicht abgebildet

Reader 2 der CTA-Bilder betrachtete 43,3% aller Gefäße als stenosefrei und insgesamt ca. 58% als „gesund“. Er bewertete ca. 39,1% als „krank“ und insgesamt 22% als verschlossen. Er bezeichnete 25 Gefäße als nicht abgebildet und konnte sechs Gefäße nicht beurteilen. Reader 2 charakterisierte identisch dem DSA - Beurteiler 356 Gefäße mit keiner Stenose. Verschlüsse konnten beide bei 144 Gefäßen ausmachen.

#### Betrachtung der Beckenregion

**Tabelle 9 - Prozentuale Verteilung der Gefäßeigenschaften im Becken (alle Reader)**

Becken	R1	DSA	R2
gesund	59,9%	78,3%	65,1%
krank	40,1%	19,7%	34,2%
Verschluss	5,9%	5,9%	7,2%
nicht beurteilbar	0,0%	2,0%	0,0%

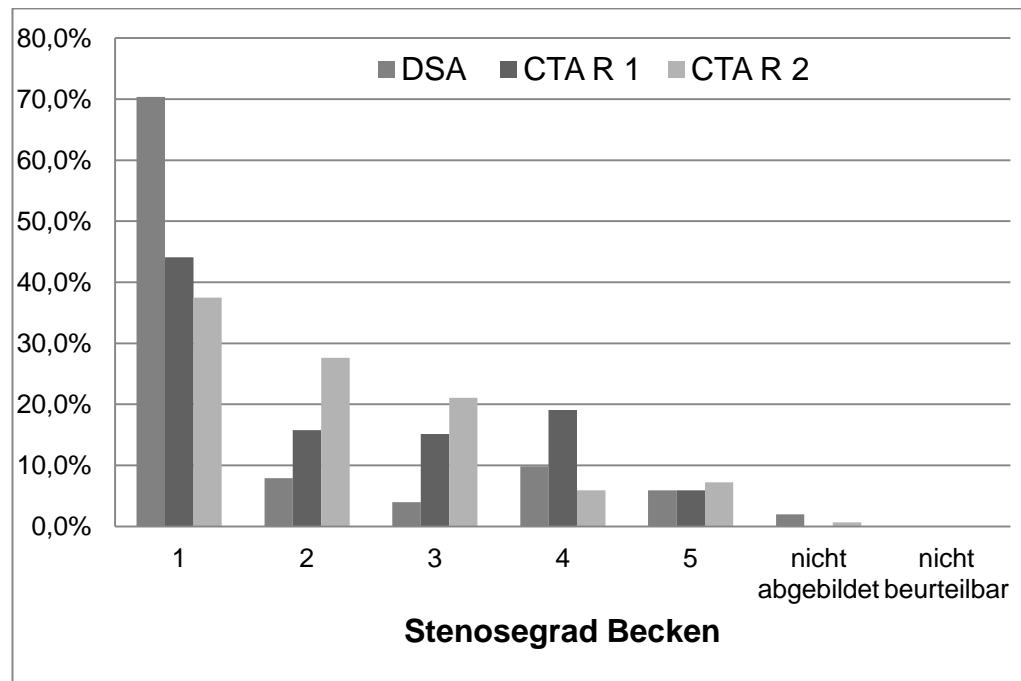
Insgesamt konnten 152 Gefäße in diesem Bereich beurteilt werden.

Im Goldstandard wurden 78,3%, durch R 1 59,9% und von R 2 65,1% der Gefäße als hämodynamisch nicht relevante Stenosen bezeichnet.

In der DSA waren 19,7%, bei R 1 40,1%, bei R 2 34,2% der Gefäßsegmente „krank“. Verschlüsse wurden in der DSA und bei R 1 in je 5,9% und bei R 2 in 7,2% entdeckt. Nicht zu beurteilende Gefäße gab es bei der DSA in 2 % und bei Reader 1 + 2 in 0 % der Fälle.

Die einzelnen Gefäßeigenschaften bzw. Stenosegrade setzten sich in der Beckenregion prozentual folgendermaßen zusammen:

**Diagramm 2 - Prozentuale Verteilung der Stenosegrade im Becken (alle Reader)**



#### Betrachtung der Oberschenkelregion

**Tabelle 10 - Prozentuale Verteilung der Gefäßeigenschaften im Oberschenkel (alle Reader)**

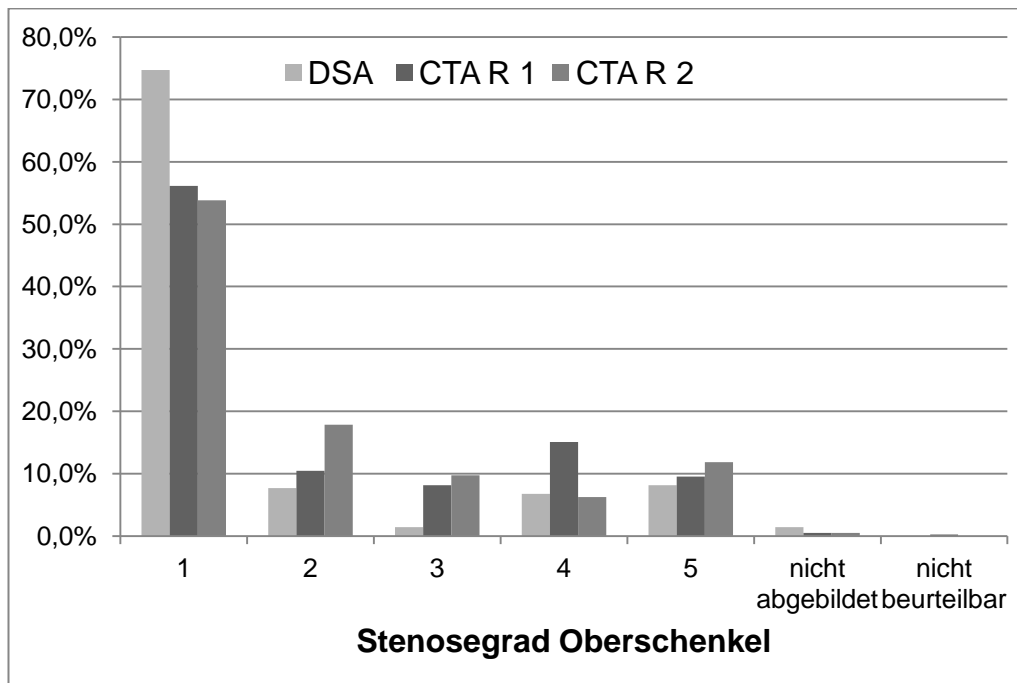
Oberschenkel	R1	DSA	R2
gesund	66,6%	82,4%	71,7%
krank	32,7%	16,2%	27,8%
Verschluss	9,5%	8,1%	11,8%
nicht beurteilbar	0,2%	1,4%	0,0%

Insgesamt konnten 431 Gefäße in diesem Bereich beurteilt werden.

Betrachtet man die einzelnen Etagen konnten im Bereich des Oberschenkels im Goldstandard 82,4%, bei R 1 66,6% und bei R 2 71,7% der Gefäße als hämodynamisch nicht relevante Stenosen bezeichnet werden. „Krank“ waren in der DSA 16,2% bei R 1 32,7%, und bei R 2 27,8%. Verschlüsse wurden in der DSA zu 8,1%, bei R 1 zu 9,5% und bei R 2 in 11,8% entdeckt. Nicht zu beurteilende Gefäße gab es bei der DSA in 1,4 % und bei Reader 1 + 2 in fast 0 % der Fälle.

Die einzelnen Gefäßeigenschaften bzw. Stenosegrade setzten sich in der Oberschenkelregion prozentual folgendermaßen zusammen:

**Diagramm 3 - Prozentuale Verteilung der Stenosegrade im Oberschenkel (alle Reader)**



#### Betrachtung der Unterschenkel- und Fußregion

**Tabelle 11 - Prozentuale Verteilung der Gefäßeigenschaften im Unterschenkel + Fuß (alle Reader)**

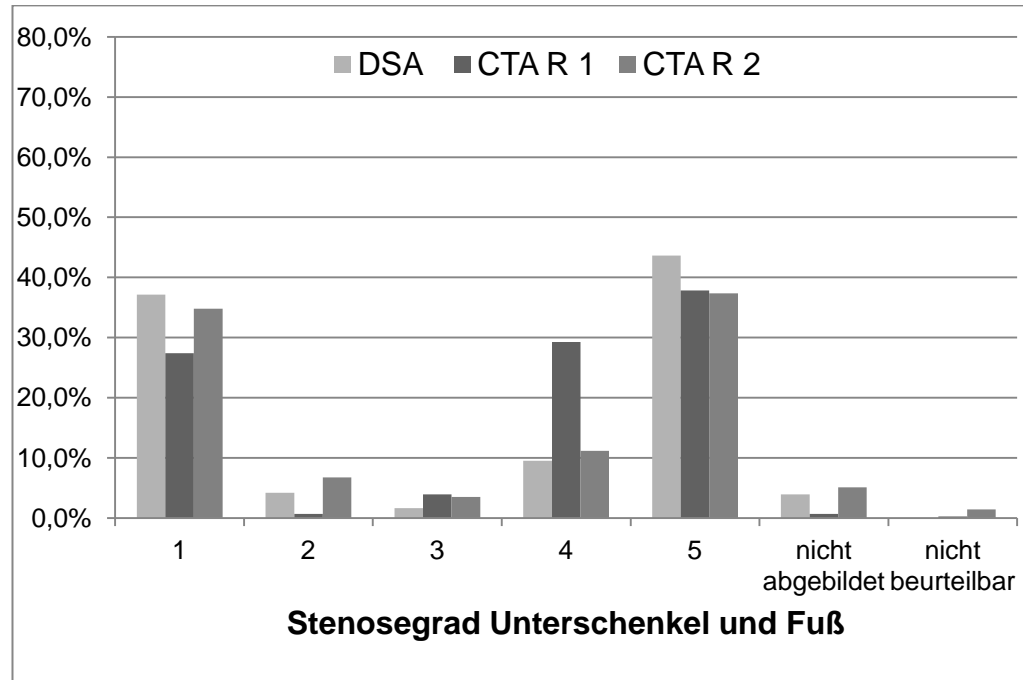
US + Fuß	R1	DSA	R2
gesund	28,1%	41,3%	41,5%
krank	71,0%	54,8%	52,0%
Verschluss	37,8%	43,6%	37,4%
nicht beurteilbar	0,2%	3,9%	1,4%

Insgesamt konnten 431 Gefäße in diesem Bereich beurteilt werden.

In der Region Unterschenkel und Fuß konnten im Goldstandard 41,3%, bei R 1 28,1%, und bei R 2 41,5% der Gefäße als hämodynamisch nicht relevante Stenosen bezeichnet werden. „Krank“ waren bei der DSA 54,8%, bei R 1 71,0% und bei R 2 52,0%. Verschlüsse wurden in der DSA in 43,6%, bei R 1 in 37,8% und bei R 2 in 37,4% der Fälle entdeckt. Nicht zu beurteilende Gefäße gab es bei der DSA in 3,9 %, bei Reader 1 in fast 0 % und bei Reader 2 in 1,4% der Fälle.

Die einzelnen Gefäßeigenschaften bzw. Stenosegrade setzten sich in der Unterschenkel und Fuß Region prozentual folgendermaßen zusammen:

**Diagramm 4 - Prozentuale Verteilung der Stenosegrade im Unterschenkel + Fuß (alle Reader)**



Zusammenfassend betrachtet ermittelte der DSA-Beurteiler in der Oberschenkelregion den größten Anteil an gesunden Gefäßen. Die höchste Anzahl an kranken Gefäßen wurde vom Goldstandard in der Unterschenkel- und Fußregion gefunden. Auch Verschlüsse fanden sich in der am weitesten distal liegenden Region am häufigsten. Ebenso konnten in diesem Bereich die größte Anzahl an Gefäßen nicht beurteilt werden. Diese Verteilungen zeigte sich auch bei beiden CTA-Beurteilern.

### 3.2.1.2 Verkalkungsgrad

Der Verkalkungsgrad wurde in vier Gruppen unterteilt: Grad 1 keine Verkalkung, Grad 2  $< 1/3$  des Kreisumfanges (KU) bzw. geringe Verkalkung, Grad 3  $1/3 - 2/3$  des KU bzw. mäßige Verkalkung, Grad 4  $> 2/3$  des KU bzw. starke Verkalkung. Auch hier konnte der Verkalkungsgrad mit 77 (nicht abgebildet) und 99 (nicht beurteilbar) angegeben werden.

### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 12 - Verteilung der Verkalkungsgrade, Vergleich DSA mit CTA-R 1**

CTA R 1	DSA						Summe	Prozent
	1	2	3	4	99	77		
1	322	39	5	1	4	0	371	36,6%
2	145	18	5	1	3	0	172	17,0%
3	47	10	0	0	0	0	57	5,6%
4	243	84	43	16	21	0	407	40,1%
99	2	1	2	0	0	0	5	0,5%
77	2	0	0	0	0	0	2	0,2%
Summe	761	152	55	18	28	0	1014	
Prozent	75,0%	15,0%	5,4%	1,8%	2,8%	0,0%		

1 - keine Verkalkung; 2 - <1/3 d. KU; 3 - 1/3 - 2/3 d. KU; 4 - > 2/3 d. KU; 99 - n. beurteilbar; 77 - n. abgebildet

Insgesamt konnten 1014 Gefäße je Bewerter beurteilt werden.

Bei Betrachtung aller Gefäße konnte im Goldstandard, der DSA, in 75% eine glatte, in 15% eine gering, in 5,4% eine mäßig und in 1,8% eine stark verkalkte Gefäßwand gefunden werden. Hier konnten 28 Gefäße nicht beurteilt werden. Reader konnte 1 in 36,6% keine, bei 17% eine geringe, bei 5,6% eine mäßige und bei 40,1% eine starke Verkalkung der Gefäßwand feststellen. Fünf Gefäße konnten nicht beurteilt werden und zwei waren nicht abgebildet. Eine hohe Übereinstimmung von R 1 und DSA-Beurteiler zeigte sich im Verkalkungsgrad 1 mit 322 Gefäßen und 18 bzw. 16 im Grad 2 bzw. 4.

**Tabelle 13 - Verteilung der Verkalkungsgrade, Vergleich DSA mit CTA-R 2**

CTA R 2	DSA						Summe	Prozent
	1	2	3	4	99	77		
1	368	55	13	0	4	0	440	43,4%
2	142	20	5	0	6	0	173	17,1%
3	67	18	8	1	2	0	96	9,5%
4	170	57	28	16	16	0	287	28,3%
99	12	0	0	0	0	0	12	1,2%
77	2	2	1	1	0	0	6	0,6%
Summe	761	152	55	18	28	0	1014	
Prozent	75,0%	15,0%	5,4%	1,8%	2,8%	0,0%		

1 - keine Verkalkung; 2 - <1/3 d. KU; 3 - 1/3 - 2/3 d. KU; 4 - > 2/3 d. KU; 99 - n. beurteilbar; 77 - n. abgebildet

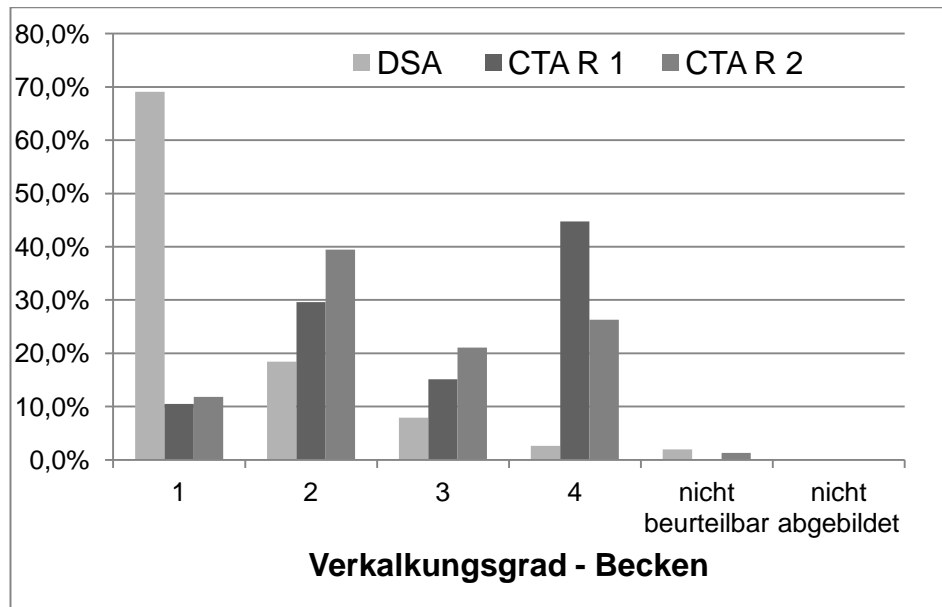
Bei Beurteiler 2 konnten 43,4% der Gefäße keine, bei 17,1% eine geringe, bei 9,5% eine mäßige und bei 28,3% eine starke Wandverkalkung aufweisen. 12 Gefäße konnten nicht beurteilt werden und sechs waren nicht abgebildet. Reader 2 identifizierte identisch der DSA 368-mal den Verkalkungsgrad 1, 20-mal Grad 2, acht-mal Grad 3 und 16-mal Grad 4.

Folgende Balkendiagramme zeigen beurteilerspezifisch die prozentuale Verteilung der vier Verkalkungsgrade, sowie der Auswahlmöglichkeiten nicht beurteilbar und nicht abgebildet:

#### Betrachtung der Beckenregion

Insgesamt konnten 152 Gefäße in diesem Bereich beurteilt werden.

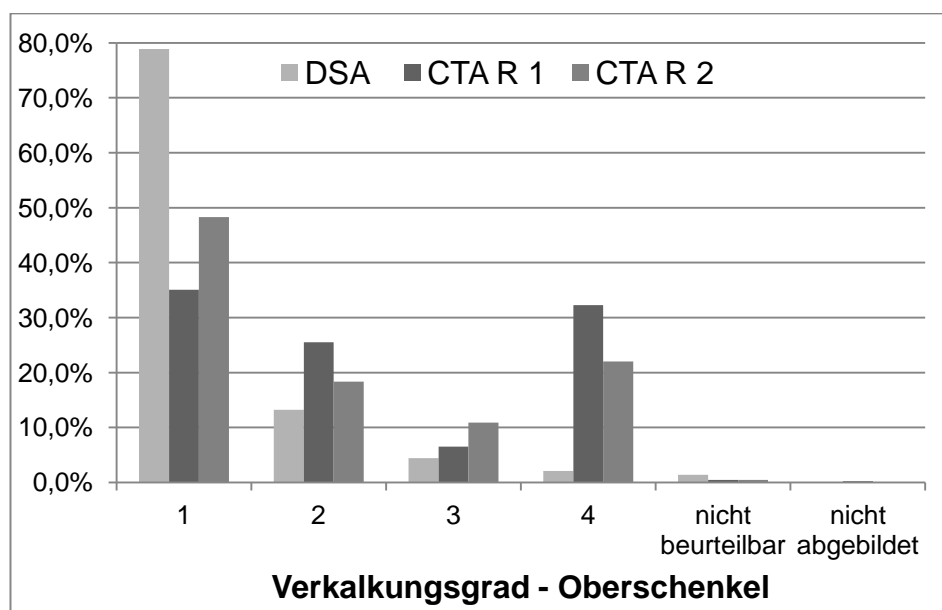
**Diagramm 5 - Prozentuale Verteilung der Verkalkungsgrade im Becken (alle Reader)**



#### Betrachtung der Oberschenkelregion

Insgesamt konnten 431 Gefäße in diesem Bereich beurteilt werden.

**Diagramm 6 - Prozentuale Verteilung der Verkalkungsgrade im Oberschenkel (alle Reader)**

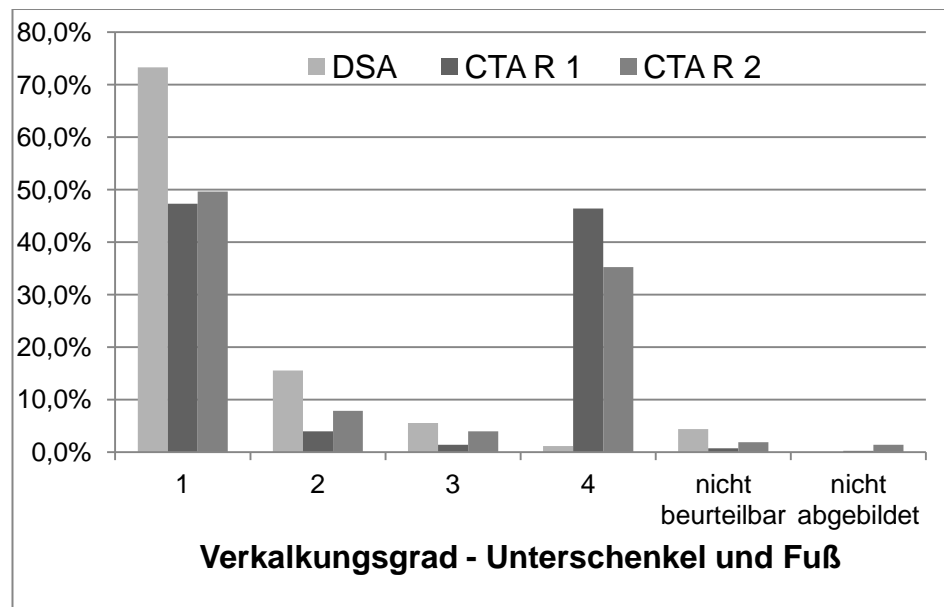




### Betrachtung der Unterschenkel- und Fußregion

Insgesamt konnten 431 Gefäße in diesem Bereich beurteilt werden.

**Diagramm 7 - Prozentuale Verteilung der Verkalkungsgrade im Unterschenkel + Fuß (alle Reader)**



Betrachtet man alle Regionen gemeinsam, zeigt sich, dass der DSA Beurteiler in jeder Region bei ca. 70% der Gefäße den Verkalkungsgrad 1 angegeben hat. Im Gegensatz erreichte Reader 1 und 2 das Maximum mit ca. 47-50% im Unterschenkelbereich, bei Readern 2 auch in der Oberschenkelregion. Vor allem bei Grad 4 fiel auf, dass der DSA-Beurteiler maximal ca. 3% der Gefäße diesen Grad zuweisen konnte, bei Reader 1 und 2 lag die entsprechende Zuweisung bei Werten um 30-40%. Vor allem in der Unterschenkel- und Fußregion traten hier Maxima auf. Der DSA-Beurteiler konnte vor allem in der USF-Region einige Gefäße nicht beurteilen. Dies betraf in der DSA insgesamt 19, bei R 1 waren es drei und bei R 2 acht Gefäße.

#### **3.2.1.3 Qualität**

Die Qualität der Bilder konnte mit drei verschiedenen Werten beurteilt werden. Grad 2 zeigt eine, für die Beurteilung der Bilder noch „verwendbare“, aber schlechte Qualität, Grad 3 bedeutet eine „gute“ Qualität und bei Grad 4 waren die Bilder auf einem „sehr gutem“ Niveau. Auch hier konnte die Zahl 99 angegeben werden, falls die Qualität nicht zu beurteilen war. Bei der Einteilung in Regionen gab es hier eine Ausnahme, die Aorta abdominalis wurde aus der Region Becken ausgegliedert und wurde einzeln bewertet.

Betrachtung aller Gefäße**Tabelle 14 - Verteilung der Qualitäten, Vergleich DSA mit CTA-R 1**

DSA						
CTA R 1	2	3	4	99	Summe	Prozent
2	0	0	11	0	11	4,4%
3	1	2	71	3	77	30,6%
4	0	3	157	0	160	63,5%
99	0	0	4	0	4	1,6%
Summe	1	5	243	3	252	
Prozent	0,4%	2,0%	96,4%	1,2%		

2 - verwendbar; 3 - gut; 4 - sehr gut; 99 - nicht beurteilbar

Insgesamt konnten 252 Abschnitte je Bewerter beurteilt werden.

Im Goldstandard wurde die Qualität zu 96,4% aller Regionen als sehr gut eingestuft, in fünf Bereichen als gut und nur einmal als verwendbar. Drei Regionen konnten nicht beurteilt werden. Übereinstimmungen konnten beide in 157 Fällen bezüglich sehr guter Qualität erzielen, zwei jedoch nur bei guter Qualität. Reader 1 beurteilte in 63,5% der Fälle die regionale Qualität der Bilder als sehr gut. 30,6% erreichten bei ihm gute und 4,4% verwendbare Qualität. Bei vier Bildern konnte die Qualität nicht beurteilt werden.

**Tabelle 15 - Verteilung der Qualitäten, Vergleich DSA mit CTA-R 2**

DSA						
CTA R 2	2	3	4	99	Summe	Prozent
2	1	2	35	1	39	15,5%
3	0	2	179	2	183	72,6%
4	0	1	23	0	24	9,5%
99	0	0	6	0	6	2,4%
Summe	1	5	243	3	252	
Prozent	0,4%	2,0%	96,4%	1,2%		

2 - verwendbar; 3 - gut; 4 - sehr gut; 99 - nicht beurteilbar

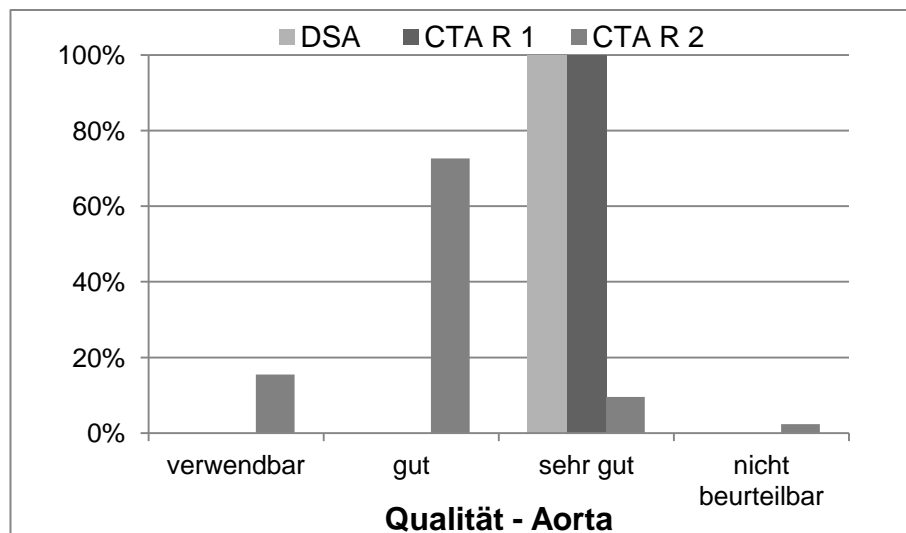
Reader 2 charakterisierte die Qualität in 72,6% aller Abschnitte als gut, in 15,5% als verwendbar und in 9,5% als sehr gut. Sechs Bilder konnte er nicht beurteilen. Besonders hier fiel auf, dass Reader 2 viel weniger Übereinstimmungen im sehr guten Bereich aufweisen konnte, insgesamt nur 23. Es stach hervor, dass er in 179 Fällen Grad 3 gewählt hatte, wo der DSA-Beurteiler sich für Grad 4 entschied.

Folgende Balkendiagramme zeigen beurterspezifisch die prozentuale Verteilung der drei Qualitäten, sowie der Auswahlmöglichkeit 99 in den jeweiligen Regionen.

#### Betrachtung der Aorta abdominalis

Insgesamt konnten 34 Abschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

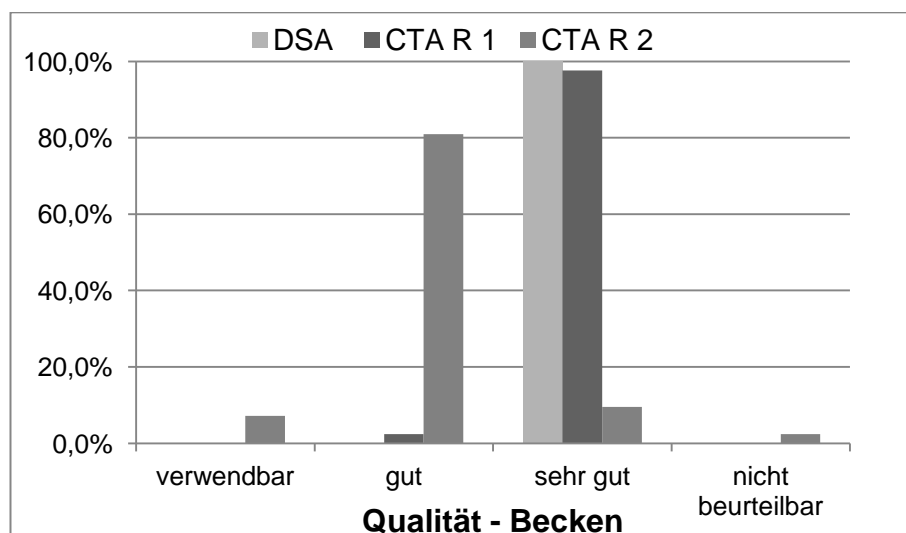
**Diagramm 8 - Prozentuale Verteilung der Qualitäten der Aorta (alle Reader)**



#### Betrachtung der Beckenregion

Insgesamt konnten 42 Abschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

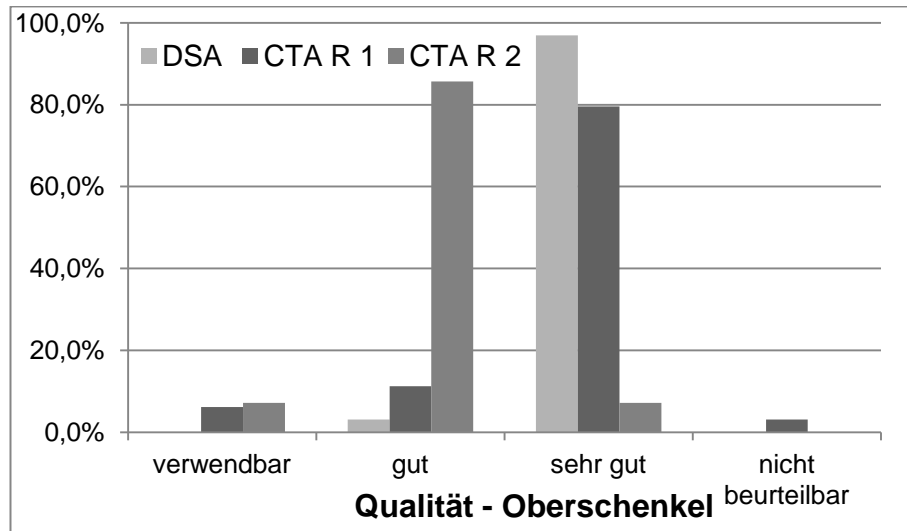
**Diagramm 9 - Prozentuale Verteilung der Qualitäten im Becken (alle Reader)**



### Betrachtung der Oberschenkelregion

Insgesamt konnten 98 Abschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

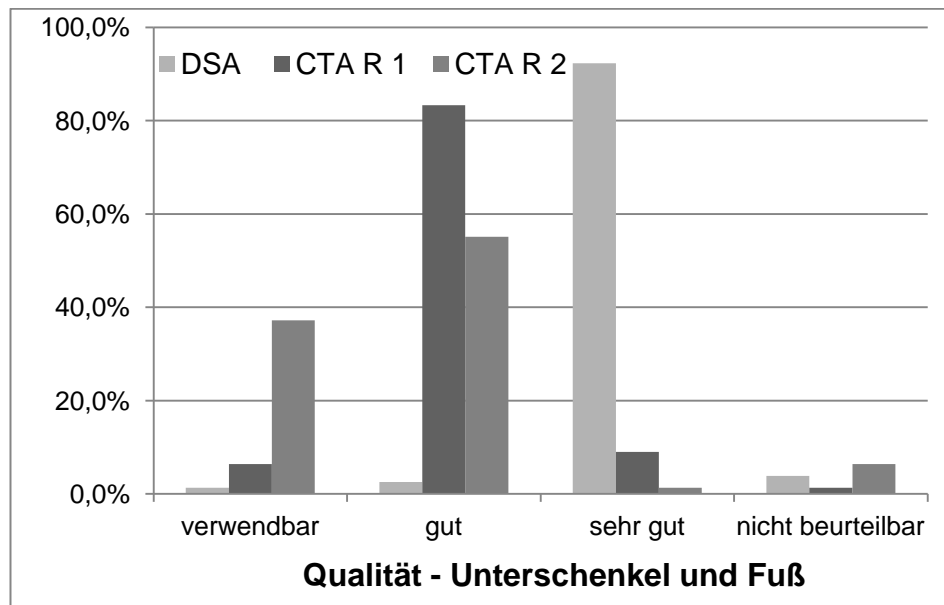
**Diagramm 10 - Prozentuale Verteilung der Qualitäten im Oberschenkel (alle Reader)**



### Betrachtung der Unterschenkel- und Fußregion

Insgesamt konnten 78 Abschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

**Diagramm 11- Prozentuale Verteilung der Qualitäten im Unterschenkel + Fuß (alle Reader)**



Zusammenfassend ist hervorzuheben, dass die befundeten Qualitäten bei der oben beschriebenen Analyse für die DSA durchweg besser waren, als bei beiden CTA-Beurteilern. In der DSA zeigte sich fast ausschließlich sehr gute Qualität auch in der UF Region. Bei Reader 1 zeigte sich eine deutliche Abnahme der

Qualität von proximal nach distal. In der Aorta war die Qualität zu 100% sehr gut, im UF nur noch zu 9%. Dahingegen stieg die Beurteilung „gut“ gegenläufig und erreicht im UF 83%. Bei Reader 2 waren die verschiedenen Qualitäten etwas breiter verstreut. Dieser zeigte allgemein eine Tendenz die Bilder eher mit gut als mit sehr gut zu beurteilen. Auch griff er in Becken und Oberschenkel in je 7,1% zu verwendbarer Qualität, im UF-Bereich sogar in 37,2%.

#### 3.2.1.4 Einfluss der Artefakte auf die Beurteilbarkeit der Bilder

Bei dem Merkmal Artefakte sollte zunächst entschieden werden, ob, wenn ein Artefakt vorlag, dieses beeinflussend (3) oder nicht beeinflussend (2) war, oder ob kein Artefakt (1) vorherrschte. Auch hier gab es die Auswahlmöglichkeit nicht beurteilbar (99) und nicht abgebildet (77).

#### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 16 - Verteilung des Einflusses der Artefakte, Vergleich DSA mit CTA-R 1**

CTA R 1	DSA					Summe	Prozent
	1	2	3	99	77		
1	877	6	10	13	0	906	89,3%
2	70	0	6	1	0	77	7,6%
3	28	0	0	0	0	28	2,8%
99	1	0	0	0	0	1	0,1%
77	2	0	0	0	0	2	0,2%
Summe	978	6	16	14	0	1014	
Prozent	96,4%	0,6%	1,6%	1,4%	0,0%		

1 - kein Artefakt; 2 - nicht beeinflussend; 3 - beeinflussend

Insgesamt konnten 1014 Gefäßabschnitte je Bewerter beurteilt werden.

Im Goldstandard waren bei 96,4% keine Artefakte vorhanden, sechs Bilder zeigten nicht beeinflussende und 16 beeinflussende Artefakte. 14 Vorlagen konnten nicht beurteilt werden. Reader 1 entschied sich in 89,3% dafür, dass kein Artefakt vorlag. In 7,6% erkannte er ein Artefakt, jedoch beeinflusste ihn dieses nicht bei der Beurteilung. Bei 28 Fällen (2,8%) störte ihn das Artefakt bei der Auswertung und er wählte die Möglichkeit beeinflussendes Artefakt. Welches Artefakt dies genau war, wird im nächsten Abschnitt beschrieben. Ein Gefäß war nicht zu beurteilen, und zwei Gefäße erhielten die Bewertung „nicht abgebildet“. Insgesamt stimmten beide bei 877 Fällen überein, dass kein Artefakt vorlag. Bei den anderen Auswahlmöglichkeiten zeigten sich keine Übereinstimmungen.

**Tabelle 17 - Verteilung des Einflusses der Artefakte, Vergleich DSA mit CTA-R 2**

CTA R 2	DSA					Summe	Prozent
	1	2	3	99	77		
1	639	2	10	13	0	664	65,5%
2	150	1	6	1	0	158	15,6%
3	182	3	0	0	0	185	18,2%
99	1	0	0	0	0	1	16,7%
77	6	0	0	0	0	6	0,6%
Summe	978	6	16	14	0	1014	
Prozent	96,4%	0,6%	1,6%	1,4%	0,0%		

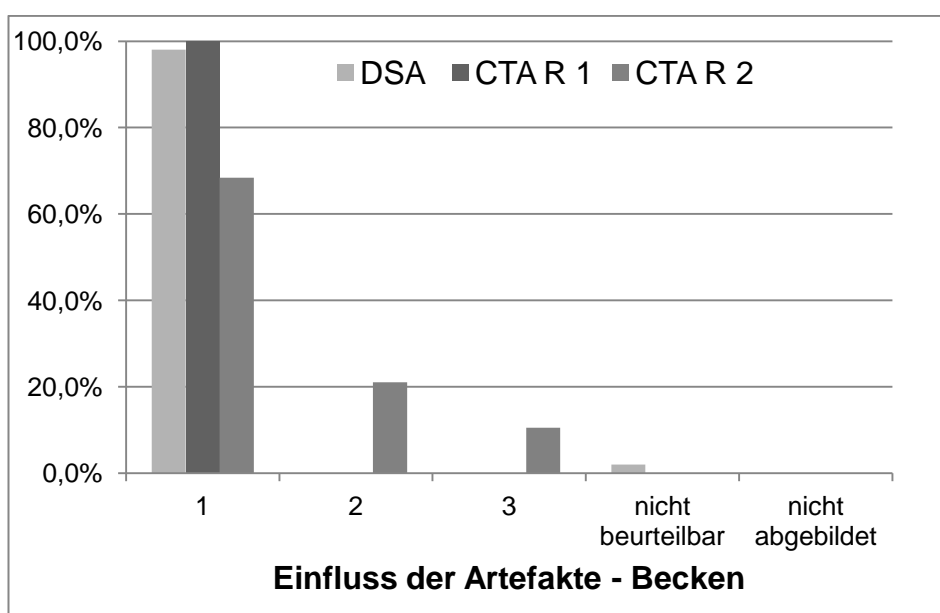
1 - kein Artefakt; 2 - nicht beeinflussend; 3 - beeinflussend

Reader 2 identifizierte in 65,5% der Fälle kein Artefakt, in 15,6% bewertete er das Artefakt als nicht beeinflussend und in 18,2% als beeinflussend. Bei einem Bild konnte er die Frage nach Artefakten nicht beurteilen und in sechs Fällen war das Gefäß nicht abgebildet. 639 Übereinstimmungen zeigten sich bei „kein Artefakt“ und einer bei „beeinflussendes“ Artefakt.

Folgende Balkendiagramme zeigen beurteilerspezifisch die prozentuale Verteilung der Art des Artefaktes, sowie der Auswahlmöglichkeit 99 und 77 in den jeweiligen Regionen.

#### Betrachtung der Beckenregion

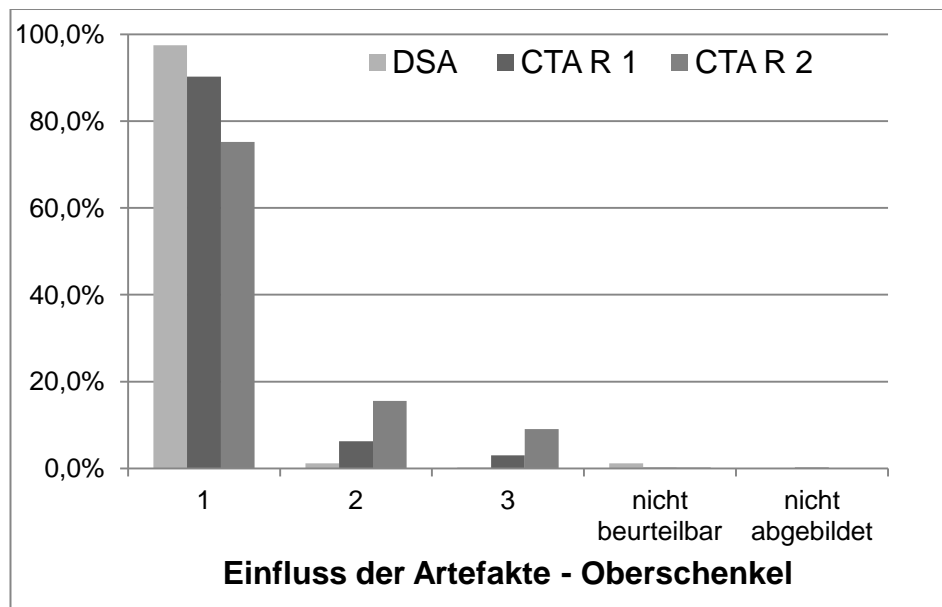
Insgesamt konnten 152 Gefäßabschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

**Diagramm 12 - Prozentuale Verteilung des Einflusses der Artefakte im Becken (alle Reader)**

### Betrachtung der Oberschenkelregion

Insgesamt konnten 431 Gefäßabschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

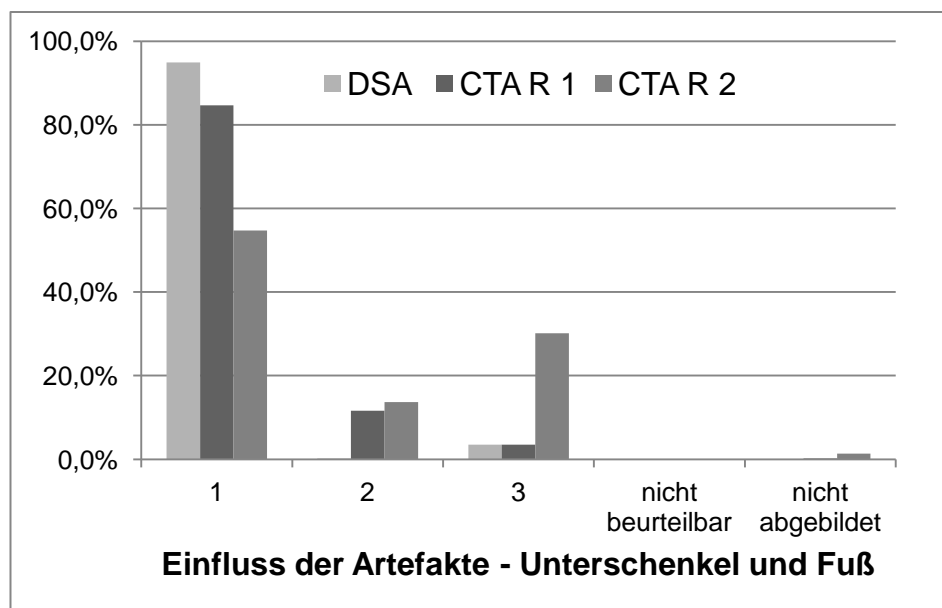
**Diagramm 13 - Prozentuale Verteilung des Einflusses der Artefakte im Oberschenkel (alle Reader)**



### Betrachtung der Unterschenkel- und Fußregion

Insgesamt konnten 431 Gefäßabschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

**Diagramm 14 - Prozentuale Verteilung des Einflusses der Artefakte im Unterschenkel + Fuß (alle Reader)**



Zusammenfassend ist hervorzuheben, dass beim Goldstandard im Vergleich zu den CTA-Readern fast nur „kein Artefakt“ festgestellt wurde. Nur im Bereich UF konnten etwas mehr beeinflussende Artefakte (15x) angegeben werden. Dahingegen sank die Anzahl von „kein Artefakt“ bei Reader 1 von 100% im Oberschenkel auf ca. 85% im UF, und bei Reader 2 schwankte die Angabe zwischen 50% und 75%. Während bei Reader 1 die Anzahl der beeinflussenden Artefakte im UF-Bereich nur leicht auf 15 Fälle stieg, zeigte sich bei Reader 2 ein deutlicher Anstieg auf 130 Fälle. Auch nicht beeinflussende Artefakte gab Reader 2 im Vergleich zu Reader 1 vor allem in der Beckenregion vermehrt an.

### 3.2.1.5 Art der Artefakte

Wurde bei der Bewertung der Artefakte ein beeinflussendes bzw. nicht beeinflussendes Artefakt gewählt, musste dieses genauer beschrieben werden. Zur Auswahl standen suboptimale Kontrastierung (1), Bewegung (2), venöse Kontamination (3), Verkalkung (4) oder Sonstiges (5). Weiterhin existierten die Angaben „nicht abgebildet“ und „nicht beurteilbar“. Falls vorher kein Artefakt angegeben wurde sollte die Codierung mit „88“ erfolgen.

### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 18- Verteilung der Artefaktarten, Vergleich DSA mit CTA-R 1**

DSA										
CTA R 1	1	2	3	4	5	88	99	77	Summe	Prozent
1	0	0	0	0	0	12	0	0	12	1,2%
2	0	0	0	0	0	7	0	0	7	0,7%
3	6	0	0	0	0	52	1	0	59	5,8%
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0%
5	0	0	0	0	0	27	0	0	27	2,7%
88	16	0	0	0	0	877	13	0	906	89,3%
99	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0,1%
77	0	0	0	0	0	2	0	0	2	0,00197
Summe	22	0	0	0	0	978	14	0	1014	
Prozent	2,2%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	96,4%	1,4%	0,0%		

1 - suboptimale Kontrastierung; 2 - Bewegung; 3 - venöse Kontamination; 4 - Verkalkung

5 - Sonstiges; 88 - kein Artefakt; 99 - nicht beurteilbar; 77 - nicht abgebildet

Insgesamt konnten 1014 Gefäßabschnitte je Beurteiler bewertet werden.

Die DSA zeigte in 22 Fällen suboptimale Kontrastierung und sonst keine weiteren spezifischen Gründe. 14 Gefäßabschnitte konnten nicht beurteilt werden.

Reader 1 wählte in 12 Fällen suboptimale Kontrastierung, bei 7 Bereichen konnten Bewegungsartefakte festgestellt werden und 59-mal zeigte sich venöse Kontamination. Bei keinem Gefäßabschnitt war die Verkalkung als zu stark



empfunden worden und bei 27 Gefäßabschnitten gab es sonstige Gründe. Ein Gefäß war nicht zu beurteilen und zwei Gefäße nicht abgebildet.

Beide Beurteiler stimmten in 877 Fällen überein, dass kein Artefakt zu sehen war, jedoch kein Mal in den anderen Auswahlmöglichkeiten.

**Tabelle 19 - Verteilung der Artefaktarten, Vergleich DSA mit CTA-R 2 (1. und 2. angegebener Artefakt)**

DSA															
	1.	2.	gleich	gleich	gleich	gleich	1.	2.	1.	2.	gleich	1.	2.	1.	2.
CTA R 2	1	2	3	4	5		88		99		77	Summe	Summe	Prozent	Prozent
1	0	0	0	0	0		33	60	0	0	0	60	33	5,9%	3,3%
2	0	0	0	0	0		1	1	0	0	0	1	1	0,1%	0,1%
3	6	0	0	0	0		40	41	1	0	0	41	47	4,0%	4,6%
4	4	10	0	0	0		225	195	0	1	0	206	229	20,3%	22,6%
5	0	0	0	0	0		34	36	0	0	0	36	34	3,6%	3,4%
88	12	12	0	0	0		639	639	13	13	0	664	664	65,5%	65,5%
99	0	0	0	0	0		0	0	0	0	0	0	0	0,0%	0,0%
77	0	0	0	0	0		6	6	0	0	0	6	6	0,6%	0,6%
Summe	22	22	0	0	0	0	978	978	14	14	0	1014	1014		
Prozent	2,2%	2,2%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	96%	96%	1,4%	1,4%	0,0%				

1 - suboptimale Kontrastierung; 2 - Bewegung; 3 - venöse Kontamination; 4 - Verkalkung

5 - Sonstiges; 88 - kein Artefakt; 99 - nicht beurteilbar; 77 - nicht abgebildet

Bei Reader 2 kam es in 81 Fällen vor, dass zwei Artefakte angegeben wurden, sodass die Tabelle sowohl mit dem ersten (1.) angegebenen, als auch mit dem zweiten (2.) angegebenen Artefakt erstellt wurde. War in einer Spalte keine Änderung von erstem zum zweiten angegebenen Artefakt angegeben, wurde nur eine Spalte angeführt und mit "gleich" gekennzeichnet.

CTA-Beurteiler 2 bewertete beim ersten angegebenen Artefakte 60 und beim zweiten angegebenen Artefakt 33 Gefäßabschnitte mit suboptimaler Kontrastierung. Bewegungsartefakte wurden in beiden Fällen nur einmal beobachtet. Venöse Kontamination zeigte sich in 36 bzw. 42 Bereichen. Vor allem das Artefakt Verkalkung wurde hier im Vergleich zu R 1 und der DSA mit 203 und 226 Fällen sehr oft beschrieben. Sonstige Artefakte zeigten sich bei 36 bzw. 34 Gefäßen. Sechs Gefäße wurden nicht abgebildet.

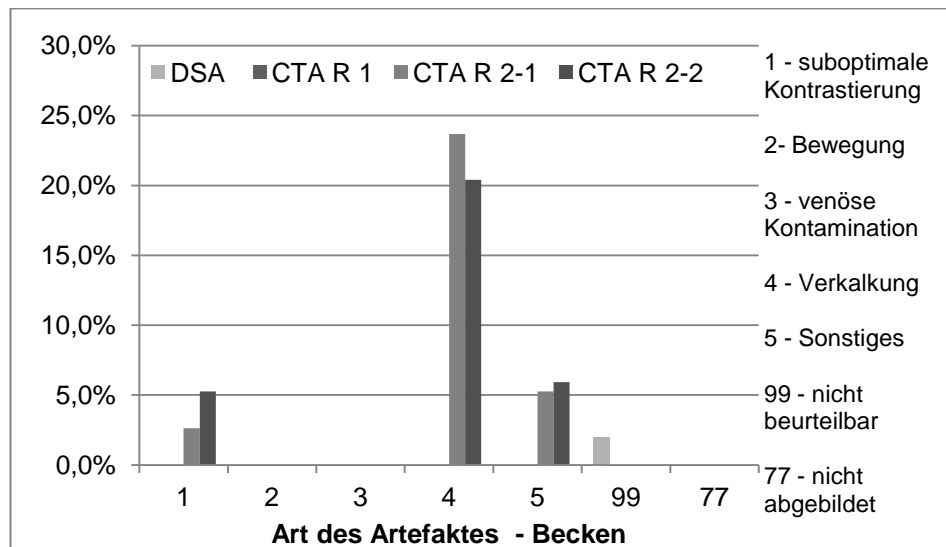
Auch zwischen R 2 und DSA konnte keine Übereinstimmung in den Angaben 1-5 gefunden werden. Kein Artefakt erkannten beide in 647 Fällen.

Folgende Balkendiagramme zeigen beurteilerspezifisch die prozentuale Verteilung der Art der Artefakte, sowie der Auswahlmöglichkeit 99 und 77 in den jeweiligen Regionen.

### Betrachtung der Beckenregion

Insgesamt konnten 152 Gefäßabschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

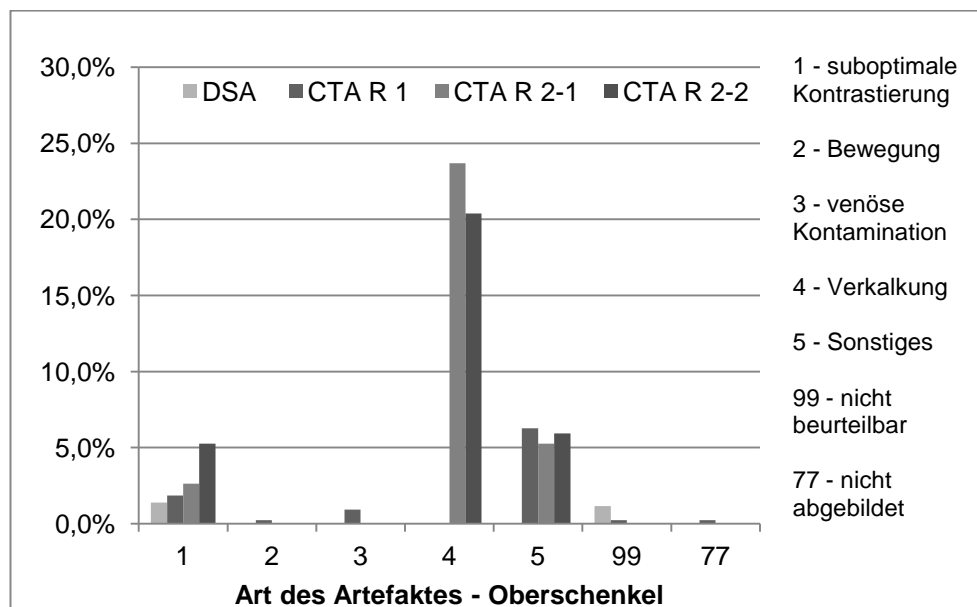
**Diagramm 15 - Prozentuale Verteilung der Artefaktarten im Becken (alle Reader)**



### Betrachtung der Oberschenkelregion

Insgesamt konnten 431 Gefäßabschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

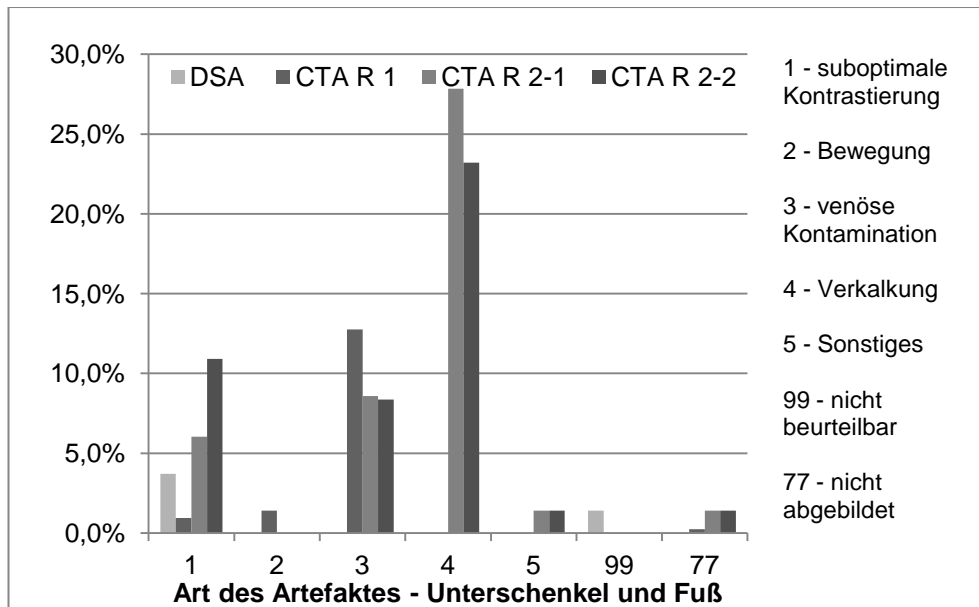
**Diagramm 16 - Prozentuale Verteilung der Artefaktarten im Oberschenkel (alle Reader)**



### Betrachtung der Unterschenkel- und Fußregion

Insgesamt konnten 431 Gefäßabschnitte in diesem Bereich beurteilt werden.

**Diagramm 17 - Prozentuale Verteilung der Artefaktarten im Unterschenkel + Fuß (alle Reader)**



Reader 1 und der DSA-Beurteiler gaben in der Beckenregion kein Artefakt an. Reader 2 zeigte sowohl mit ersten und zweiten angegebenem Artefakt, jeweils im Bereich der Verkalkung, auf allen Ebenen die höchsten Werte. Venöse Kontamination stieg im Unterschenkelbereich bei allen Bewertern stark an und auch suboptimale Kontrastierung erfuhr einen Anstieg im UFB.

### 3.2.2 Güte des diagnostischen Testverfahrens

Um die Genauigkeit bzw. die Qualität der CT-Angiographie im Vergleich zum Referenzstandard der DSA einschätzen zu können wurden Sensitivität und Spezifität, positiver und negativer prädikater Wert, sowie positives und negatives Likelihood-Ratio berechnet.

#### 3.2.2.1 Berechnungen der Hauptfragestellung

War mindestens ein Gefäß im gesamten Bein hämodynamisch relevant eingengt, wurde dies insgesamt als „krank“ bzw. als CTA/DSA + gewertet.

In folgender Tabelle wurden in der CTA zur Beurteilung nur die Gefäße mit einbezogen, welche ein Pendant in der DSA aufweisen konnten. Mit 111 Fällen wurden die Berechnungen durchgeführt. Es wurden nur die Fälle mit einbezogen, welche sowohl in der CTA als auch in der DSA eine vollständige Darstellung des Gefäßbaumes des Beines vorweisen konnten.

**Tabelle 20 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen eines Beines aller in der CTA abgebildeten Gefäße mit Pendant in der DSA**

	Reader 1		Reader 2		R 1 + R 2	
	DSA +	DSA -	DSA +	DSA -	DSA +	DSA -
CTA +	97	3	93	4	190	7
CTA -	2	9	6	8	8	17
Sens	98%		94%		96%	
Spez	75%		67%		71%	
PPV	97%		96%		96%	
NPV	82%		57%		69%	
LR+	3,92		2,82		3,37	
LR-	0,03		0,09		0,06	

Reader 1 erreichte eine Sensitivität von 98% und Reader 2 von 94%, bei einer Spezifität 75% für R1 und 67 % für R2. Additiv betrachtet, ergab dies eine Sensitivität von 96% und eine Spezifität von 71%.

Die Wahrscheinlichkeit, dass bei Angabe einer hämodynamisch relevanten Stenose diese beim Patienten auch wirklich vorlag, wurde bei Beurteiler 1 mit 97% und bei Beurteiler 2 mit 96% angegeben (Positiver prädiktiver Wert). Der negative prädiktive Wert ergab für R 1 82% und für R 2 57%. Gemittelt ergab sich ein PPV von 96% und ein NPV von 69%.

Ein positiver Likelihood-Quotient von 3,92 bei Reader 1 und 2,82 bei Reader 2 ergab in Anlehnung an Jaeschke et al." {Schwarzer 2002} eine schwache Evidenz für positive Testergebnisse. Jedoch zeigte das negative Wahrscheinlichkeitsverhältnis sowohl bei R 1 mit 0,03 als auch bei R 2 mit 0,09 eine überzeugende diagnostische Evidenz. Gemeinsam erreichten beide ein LR+ von 3,37 und ein LR- von 0,06.

### 3.2.2.2 Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit

Zusätzlich wurden Sensitivität, Spezifität und die Genauigkeit (Accuracy) für alle bewerteten und „gematchten“, also mit Pendant zur DSA, Gefäße, für die drei Regionen und für jedes einzelne Gefäß, berechnet. Die Genauigkeit wird als  $(\text{Anzahl der richtig positiven} + \text{Anzahl richtig negativen}) / \text{Gesamtanzahl}$  ausgedrückt. Nach dem „Matchen“ existierten bei der DSA keine „77“ (nicht abgebildet) Angaben mehr. Auch „99“ Angaben wurden vorher manuell in eine „77“ umgewandelt, da diese bei der Sensitivität und Spezifität Berechnung keine Bedeutung hatten. Bei der CTA erschienen jedoch nach dem Matchen in unterschiedlichen Anzahlen sowohl „77“ als auch „99“ Angaben. Um einen

korrekten Umgang mit den Daten zu wahren, wurden die statistischen Berechnungen auf zwei verschiedene Weisen durchgeführt.

Version 1: Hier wurden die noch übrig gebliebenen „77“ und „99“ Angaben aus dem CTA-Datensatz entfernt. Bei Reader 1 wurden somit die Anzahl aller Gefäßabschnitte von 988 auf 981 reduziert, bei Reader 2 auf 957.

Version 2: Im Sinne eines intention-to-treat Ansatzes wurden diese Gefäßabschnitte als falsch bewertet, d.h. war in dem Original, der DSA, ein Wert größer 2 angegeben, wurde automatisch eine 1 eingefügt, was in der Auswertung dann als gesund eingestuft wurde. War im Original eine Zahl kleiner 3 eingetragen, konnte der Wert in eine 3 transformiert werden und fiel in die Rubrik gesund. Somit blieb die Gesamtanzahl bei 988 in die Berechnung einfließenden Gefäßabschnitten.

### 3.2.2.2 Berechnungen

Allgemein wurden mit Hilfe von Excel Vierfeldertafeln, wie in (2.5.1.1 Sensitivität und Spezifität) beschrieben, angefertigt. Bei diesen statistischen Tests wurde die Region „Unterschenkel + Fuß“ in Unterschenkel und Fuß getrennt, um spezifischere Aussagen über die einzelnen Bereiche machen zu können.

#### Betrachtung aller Gefäße

Wurde jedes Gefäß einzeln betrachtet und dann je nach Stenosegrad mit krank oder gesund bewertet, ergaben sich im Vergleich mit der DSA folgende Sensitivitäten, Spezifitäten und Genauigkeiten.

**Tabelle 21 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen aller beurteilten Gefäße, Vergleich DSA mit CTA-R 1**

R 1	DSA +	DSA -	Summe	Test	Version 1	Version 2
CTA +	285	201	486	Sensitivität	85,3%	84,8%
CTA -	49	446	495	Spezifität	68,9%	68,4%
Summe	334	647	981	Genauigkeit	74,5%	74,0%

Reader 1 erzielte bei Version 1 eine Sensitivität von 85,3%, eine Spezifität von 68,9% und eine Genauigkeit von 74,5%. In der zweiten Version erniedrigten sich die jeweiligen Ergebnisse um je 0,5%.

**Tabelle 22 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen aller beurteilten Gefäße, Vergleich DSA mit CTA-R 2**

R2	DSA +	DSA -	Summe	Test	Version 1	Version 2
CTA +	238	138	376	Sensitivität	74,4%	70,8%
CTA -	82	499	581	Spezifität	78,3%	76,5%
Summe	320	637	957	Genauigkeit	77,0%	74,6%

Reader 2 erreichte bei Version 1 eine Sensitivität von 74,4%, einer Spezifität von 78,3% und einer Genauigkeit von 74,6%. Bei Version 2 erniedrigten sich die jeweiligen Ergebnisse um 2,4 – 3,6%.

**Tabelle 23 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen aller beurteilten Gefäße, Vergleich DSA mit CTA-R 1 + CTA-R 2**

R 1+ R2	D S A +	D S A -	Summe	Test	Version 1	Version 2
CTA +	523	339	862	Sensitivität	79,9%	77,8%
CTA -	131	945	1076	Spezifität	73,6%	72,5%
Summe	654	1284	1938	Genauigkeit	75,8%	74,3%

Bei Betrachtung beider Reader gemeinsam, ermittelten sie bei Version 1 eine Sensitivität von 79,9%, eine Spezifität von 73,6% und eine Genauigkeit von 75,8%. In Version 2 sank die Sensitivität auf 77,8%, Spezifität und Genauigkeit verloren ca. 1-1,5 Prozentpunkte.

#### Betrachtung der unterschiedlichen Regionen

Hinter Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit wurde die Anzahl der bewerteten Gefäße eingefügt, um einen Überblick zu bekommen, auf welche Anzahl an Gefäßen sich die prozentualen Angaben beziehen.

**Tabelle 24 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Region (Version 1)**

Version1	Reader 1			Anzahl	Reader 2			Anzahl
	Sens	Spez	GK	Gefäße	Sens	Spez	GK	Gefäße
Becken	73%	70%	77%	149	83%	80%	80%	148
OS	90%	79%	81%	422	86%	84%	84%	423
US	86%	49%	70%	410	70%	65%	68%	386
Crural	89%	46%	71%	293	84%	59%	74%	277
Pedal	77%	54%	67%	117	32%	81%	53%	109

Die höchste Sensitivität erzielten beide Reader im Oberschenkel mit R1 90% und R2 86%. Erreichte Beurteiler 1 sein Minium mit 73% im Beckenbereich, zeigte Beurteiler 2 seinen absoluten Tiefstwert im Fußbereich mit nur 32%. Im Beckenbereich übertraf Reader 2 mit 83% Reader 1 um 10%.

Auch die Spezifität fand ihre Höchstwerte im Oberschenkelbereich bei R1 mit 79% und bei R2 mit 84%. Insgesamt übertraf Reader 2 Reader 1 auch in jedem anderen Bereich. Besonders auffällig war die Spezifität im Fuß von 81% bei R2 und von nur 32% bei R1.

Bei Betrachtung der Genauigkeit erzielte auch hier der Oberschenkelbereich die höchsten Werte. Beurteiler 1 erreichte 81% und Beurteiler 2 78%. Sonst

unterschieden sich diese Werte, bis auf die der pedalen Region, in max. 3 Prozentpunkten.

**Tabelle 25 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Region (Version 2)**

Version 2	Reader 1			Anzahl	Reader 2			Anzahl
	Sens	Spez	GK	Gefäße	Sens	Spez	GK	Gefäße
Becken	73%	69%	76%	149	83%	79%	80%	149
OS	89%	78%	80%	425	84%	84%	84%	425
US	85%	48%	69%	414	65%	61%	63%	414
Crural	88%	45%	70%	297	78%	56%	69%	297
Pedal	77%	54%	67%	117	31%	73%	50%	117

Bei Version 2 hielten sich die Veränderungen bei Reader 1 auf einem Level, d.h. entweder sie blieben gleich, oder es zeigten sich Schwankungen von einem Prozent nach oben oder unten. Reader 2 zeigte eine weitaus größere Schwankungsbreite. Vor allem im US + Fuß und dementsprechend auch im cruralen Bereich verringerten sich Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit um je ca. 5 %.

#### Betrachtung der einzelnen Gefäße

Um eine genauere Aussage über die Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit der einzelnen Gefäße in der Becken-Bein-Region treffen zu können, wurde folgende Tabelle erstellt:

**Tabelle 26 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Gefäß (Version 1)**

Version1	Reader 1			Anzahl	Reader 2			Anzahl
	Sens	Spez	GK	Gefäße	Sens	Spez	GK	Gefäße
AA	100%	75%	76%	17	100%	100%	100%	17
AIC	71%	81%	78%	41	79%	92%	88%	40
AII	75%	35%	40%	35	75%	45%	49%	35
AIE	70%	90%	85%	39	90%	83%	85%	39
AFC	100%	89%	89%	76	100%	91%	91%	76
FG	100%	94%	94%	85	100%	92%	92%	85
APF	40%	83%	80%	86	40%	88%	85%	87
AFS	91%	62%	75%	93	86%	82%	84%	93
AP	100%	55%	65%	82	94%	63%	70%	82
TTF	93%	38%	59%	76	81%	45%	59%	71
ATA	86%	50%	74%	73	36%	82%	60%	69
ADP	88%	61%	74%	57	88%	56%	84%	53
ATP	92%	50%	86%	72	30%	79%	46%	68
APP	69%	43%	60%	60	30%	79%	46%	56
AF	83%	52%	65%	72	74%	71%	72%	69

AA - Aorta abdominalis; AIC - A. iliaca communis; AII - A. iliaca interna; AIE - A. iliaca externa;  
 AFC - A. femoralis communis; FG - Femoralisgabel; APF - A. profunda femoris; AFS -  
 A. femoralis superficialis; AP - A. poplitea; TTF - Truncus tibiofibularis; ATA - A. tibialis anterior;  
 ADP - A. dorsalis pedis; ATP - A. tibialis posterior; APP - A. plantaris pedis; AF - A. fibularis

Die Aorta wurde hier bei der Betrachtung als einzelnes Gefäß nur einmal gezählt, um die Anzahl der ausgewerteten Gefäße nicht zu verfälschen.

In *Version 1* erreichte Reader 1 eine Sensitivität von 100% in der AA, AFC, FG und AP. Sensitivitäten von über 90% erzielte er in der AFS, dem TTF und der ATP. Die niedrigste Sensitivität von 40% lag bei R 1 in der APF gefolgt von 69% in der APP. Alle anderen Gefäße bewegten sich zwischen 69 und 90%. Die maximale Spezifität von 94 % wurde in der FG erzielt. Allgemein zeigten sich die höchsten Werte von AA bis APF, mit Ausnahme der AII von 35%, welche auch die niedrigste Spezifität darstellte. Die diagnostische Genauigkeit schwankte bei Reader 1 mit Ausnahme der AII (40%) zwischen 59% (TTF) und 94% (FG).

Beurteiler 2 erzielte insgesamt drei Mal eine Sensitivität von 100% (AA, AFC und FG). Nur in der AIE konnte er eine Sensitivität von über 90% erreichen. Der Tiefstwert lag bei R 2 deutlich im Unterschenkel- und Fußbereich. ATP und APP, welche ineinander übergehen, erreichen nur 30%. Gefolgt von der ATA mit 36 % und der Oberschenkelarterie APF mit 40%. Alle anderen Gefäße bewegten sich zwischen 70-90%. R 2 erreichte einmal eine Spezifität von 100%, in der AA. Insgesamt auch drei Mal über 90% in der AIC, AFC und FG. Die niedrigsten Werte zeigten sich in der AII und dem TTF mit 45%. Die Unterschenkel und Fußgefäße erreichten hier höhere Spezifitäten. Auch bei Reader 2 schwankte die Genauigkeit zwischen 53 % (APP) und 93 % (FG), mit Ausnahme der AII von 44%.

**Tabelle 27 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Region (Version 2)**

Version 2	Reader 1			Anzahl Gefäße	Reader 2			Anzahl Gefäße
	Sens	Spez	GK		Sens	Spez	GK	
AA	100%	75%	76%	17	100%	100%	100%	17
AIC	71%	81%	78%	41	79%	89%	85%	41
AII	75%	35%	40%	35	75%	45%	49%	35
AIE	70%	90%	85%	39	90%	83%	85%	39
AFC	100%	89%	89%	76	100%	91%	91%	76
FG	100%	94%	94%	85	100%	92%	92%	85
APF	40%	82%	79%	87	40%	88%	85%	87
AFS	89%	62%	74%	94	84%	82%	83%	94
AP	100%	54%	64%	83	94%	62%	69%	83
TTF	93%	38%	58%	77	76%	42%	55%	77
ATA	86%	48%	73%	74	82%	60%	74%	74
ADP	88%	61%	74%	57	35%	74%	56%	57
ATP	90%	50%	85%	73	83%	50%	78%	73
APP	69%	43%	60%	60	28%	71%	43%	60
AF	83%	51%	64%	73	67%	70%	68%	73

AA - Aorta abdominalis; AIC - A. iliaca communis; AII - A. iliaca interna; AIE - A. iliaca externa;  
 AFC - A. femoralis communis; FG - Femoralisgabel; APF - A. profunda femoris; AFS -  
 A. femoralis superficialis; AP - A. poplitea; TTF - Truncus tibiofibularis; ATA - A. tibialis anterior;  
 ADP - A. dorsalis pedis; ATP - A. tibialis posterior; APP - A. plantaris pedis; AF - A. fibularis



In Version 2 zeigten sich folgende Veränderungen:

Bei Reader 1 änderte sich die Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit in den betroffenen Gefäßen um maximal zwei Prozentpunkte. Bis auf die A. femoralis superficialis stiegen die Sensitivität und Genauigkeit um 1-2%.

Für Reader 2 bedeutete die Version 2 etwas mehr Veränderung. Die Sensitivität verschlechterte sich bei den meisten betroffenen Gefäßen. Besonders auffällig war dies in der A. tibialis posterior, hier sank die Sensitivität von 83% auf 30%. Ähnlich Veränderungen konnte man bei der Spezifität beobachten. Sie nahm bei allen betroffenen Gefäßen ab, mit Ausnahme der ATP. Hier erhöhte sie sich von 50% auf 79%. Die Genauigkeit fiel meist um 1-5% in den betroffenen Gefäßen. Nur in der ATP stieg sie von 46% auf 78% und in der A. dorsalis pedis fiel sie von 84% auf 56%.

### 3.2.3 Exakter Test nach Fisher

Wie in 2.5.1.4 Fishers Exakter Test beschrieben sollte mit diesem Test überprüft werden, ob die Erhebungsmerkmale Verkalkung, Qualität und Artefakt einen Einfluss auf Sensitivität bzw. Spezifität haben, um zu testen, ob die Unterschiede rein zufällig oder signifikant sind. Folgender Test wurde je einmal für die positiven und einmal für die DSA negativen Werte pro Beurteiler ausgerechnet. Auch hier wurden nur die „gematchten“ Werte in die Berechnung mit einbezogen. Zudem wurden alle „77“ und „99“ Werte die nach dem „matchen“ noch bei den CTA Beurteilern vorhanden waren, sowohl im Stenosegrad als auch in Verkalkungsgrad, Qualität und Artefakt, ausgeschlossen. Der p-Wert wurde für die zweiseitige Fragestellung ermittelt.

#### 3.2.3.1 Verkalkungsgrad

Somit blieben bei Reader 1 981 und bei Reader 2 955 Gefäßsegmente zur Durchführung des Fisher Testes übrig.

**Tabelle 28 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Sensitivität (Reader 1)**

R1	DSA-positiv			Sens
	Grad	CTA +	CTA -	
	1	101	26	127
	2	14	6	20
	3	7	1	8
	4	163	16	179
	Summe	285	49	334
				79,5%
				70,0%
				87,5%
				91,1%
				85,3%
p-Wert:			0,005401	
alternativ hypotheseis:			two.sided	

Bei Berechnung des Einflusses der verschiedenen Verkalkungsgrade auf die Sensitivität ergab sich für Reader 1 einen p-Wert von 0,005401. Die Nullhypothese musste verworfen werden und es zeigte sich, dass das Merkmal Verkalkungsgrad einen signifikanten Einfluss auf die Sensitivität hat.

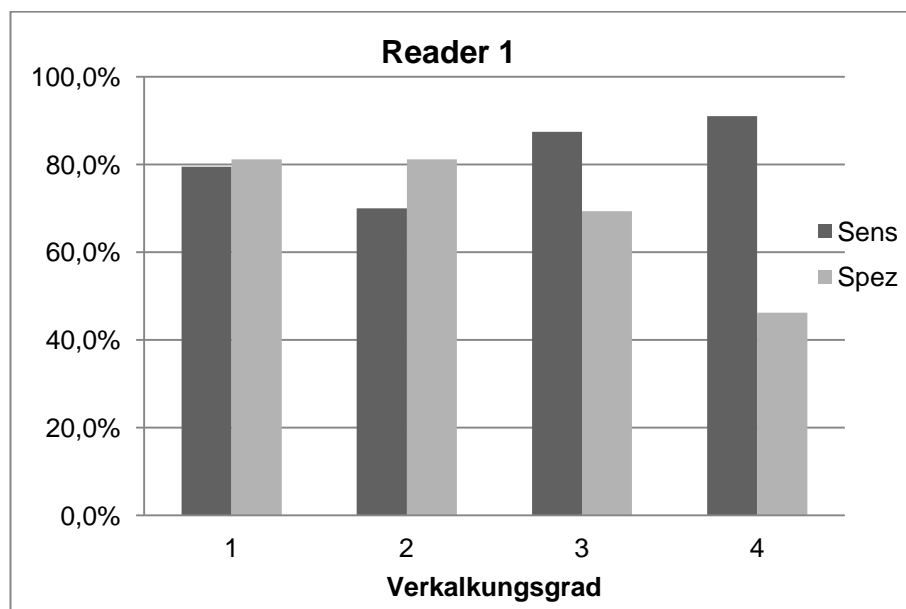
**Tabelle 29 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Spezifität (Reader 1)**

R1	DSA-negativ		Summe	Spez
	Grad	CTA + CTA -		
	1	45 194	239	81,2%
	2	28 121	149	81,2%
	3	15 34	49	69,4%
	4	113 97	210	46,2%
	Summe	201 446	647	68,9%

p-Wert:	< 2,2 <sup>-16</sup>
alternativ hypothesen:	two.sided

Betrachtet man den Einfluss auf die Spezifität, zeigte sich bei einem p-Wert von < 2,2<sup>-16</sup> ein höchst signifikantes Ergebnis. Die Nullhypothese musste somit verworfen werden und es konnte ein signifikanter Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Spezifität bestätigt werden.



**Diagramm 18 – Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Verkalkungsgrade (R 1)**

Betrachtet man die Sensitivitäten der einzelnen Verkalkungsgrade, wird eine Schwankungsbreite von ca. 21% ersichtlich. Die beste Sensitivität wurde bei Verkalkungsgrad 4 mit 91,1% und die schlechteste bei V 2 mit 70% ermittelt.

Die Spezifität war mit 46,2% bei Verkalkungsgrad 4 besonders auffällig. Ein deutlicher Anstieg wurde hier über 69,4% bei V 3 auf 81,2% bei V 1 und 2 erreicht.

**Tabelle 30 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Sensitivität (Reader 2)**

R2		DSA-positiv		
Grad	CTA +	CTA -	Summe	Sens
1	78	58	136	57,4%
2	24	9	33	72,7%
3	25	3	28	89,3%
4	110	12	122	90,2%
Summe	237	82	319	74,3%

p-Wert:  $4,161^{-09}$   
alternativ hypothesen: two.sided

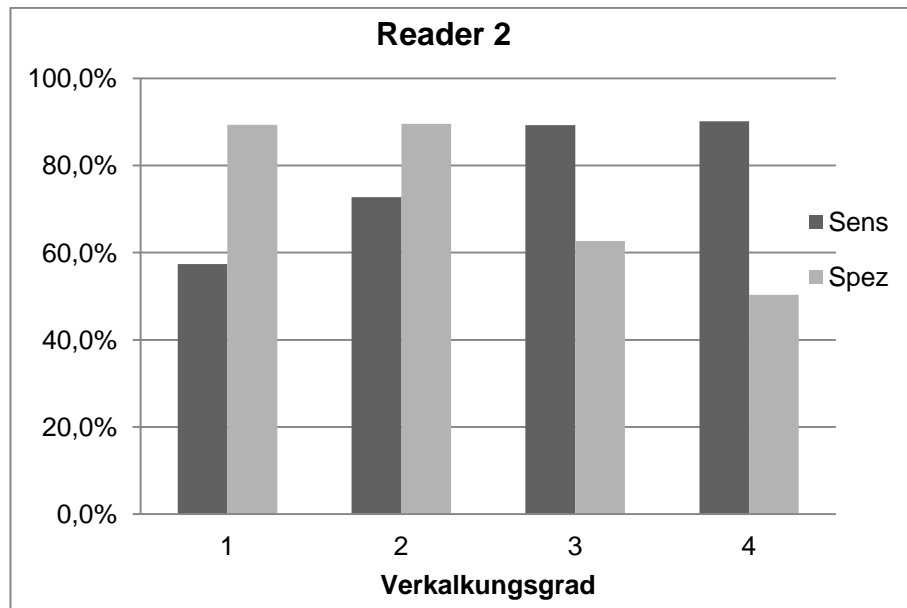
Reader 2 zeigte bei Berechnung des Einflusses auf die Sensitivität einen p-Wert von  $4,161^{-09}$ , der als höchst signifikant angesehen wurde. Dadurch konnte bei diesem Fall ein signifikanter Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Sensitivität gezeigt werden.

**Tabelle 31 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Spezifität (Reader 2)**

R2		DSA-negativ		
Grad	CTA +	CTA -	Summe	Spez
1	32	268	300	89,3%
2	14	120	134	89,6%
3	25	42	67	62,7%
4	67	68	135	50,4%
Summe	138	498	636	78,3%

p-Wert:  $< 2,2^{-16}$   
alternativ hypothesen: two.sided

Bei der Berechnung des Einflusses auf die Spezifität bei Reader 2 wurde ein p-Wert von  $< 2,2^{-16}$  errechnet. Auch hier zeigte sich damit ein höchst signifikanter Einfluss auf die Spezifität.



**Diagramm 19 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Verkalkungsgrade (R 2)**

Bei Betrachtung der Sensitivität stiegen die Werte von Verkalkungsgrad 1 mit 57,4% auf 90,2% bei Verkalkungsgrad 4.

Die Spezifität fiel hier von 89,3% bei Verkalkungsgrad 1 auf 50,4% bei Grad 4.

### 3.2.3.2 Qualität

Hier blieben nach dem oben beschriebenen Ausschlussverfahren bei Reader 1 noch 958 und bei Reader 2 noch 933 übrig.

**Tabelle 32 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Sensitivität (Reader 1)**

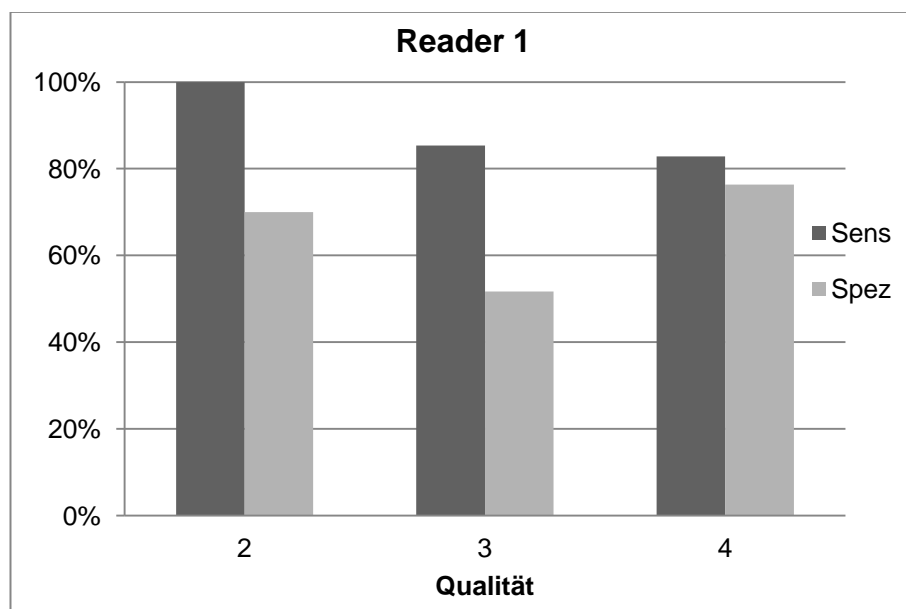
R1	DSA-positiv			Sens
	Grad	CTA +	CTA-	
	2	12	0	100%
	3	187	32	85,4%
	4	82	17	82,8%
	Summe	281	49	85,2%
p-Wert:				0,3287
alternativ hypothesen:				two.sided

Mit einem p-Wert von 0,3287 muss die Nullhypothese beibehalten werden und rein zufälliger Einfluss auf die Sensitivität muss angenommen werden.

**Tabelle 33 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Spezifität (Reader 1)**

R1 DSA-negativ				
Grad	CTA +	CTA-	Summe	Spez
2	12	28	40	70%
3	88	94	182	51,6%
4	96	310	406	76,4%
Summe	196	432	628	68,8%
p-Wert:			$2,704^{-8}$	
alternativ hypothesen:			two.sided	

Beim Einfluss auf die Spezifität zeigte sich mit einem p-Wert von  $2,704^{-8}$  einen höchst signifikanter Einfluss der Qualität auf die Spezifität.

**Diagramm 20 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Qualitäten (R 1)**

Die Sensitivität fiel von 100% bei Qualität verwendbar (2) auf 82,8% bei sehr guter (4) Qualität. In der Spezifität lagen verwendbare mit 70% und sehr gute Qualität mit 76,4% nur 6% auseinander. Bei guter Qualität fiel die Spezifität auf 51,6%.

**Tabelle 34 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Sensitivität (Reader 2)**

R2		DSA-positiv		
Grad	CTA +	CTA-	Summe	Sens
2	66	25	91	73%
3	153	55	208	73,6%
4	11	1	12	91,7%
Summe	230	81	311	74,0%

p-Wert:	0,3956
alternativ hypothesen:	two.sided

Reader 2 erzielte bei der Spezifitätsberechnung einen p-Wert von 0,3956. Damit mussten rein zufällige Unterschiede angenommen werden.

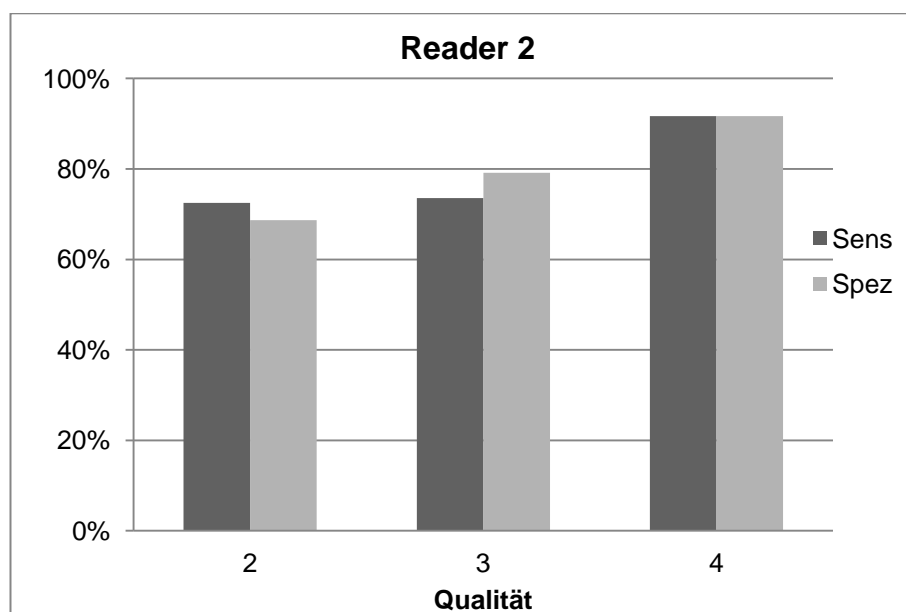
**Tabelle 35 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Spezifität (Reader 2)**

R2		DSA-negativ		
Grad	CTA +	CTA-	Summe	Spez
2	31	68	99	69%
3	99	376	475	79,2%
4	4	44	48	91,7%
Summe	134	488	622	78,5%

p-Wert:	0,004391
alternativ hypothesen:	two.sided

Bei der Spezifität lag der p-Wert bei 0,004931. Damit wurde ein signifikanter Einfluss der Qualität auf die Spezifität nachgewiesen.

**Diagramm 21 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Qualitäten (R 2)**

Die Sensitivität zeigte sich bei guter und verwendbarer Qualität bei ca. 73% und stieg auf 91,7% bei sehr guter Qualität. In der Spezifität schwankten die Werte von 69% bei verwendbarer Qualität, über 79,2% bei guter Qualität auf 91,7% bei sehr guter Qualität.

### 3.2.3.3 Einfluss der Artefakte auf die Beurteilbarkeit der Bilder

Zur Testberechnung über den Einfluss der Artefakte auf die Beurteilbarkeit der Bilder blieben bei Reader 1 981 und bei Reader 2 957 Gefäßabschnitte übrig.

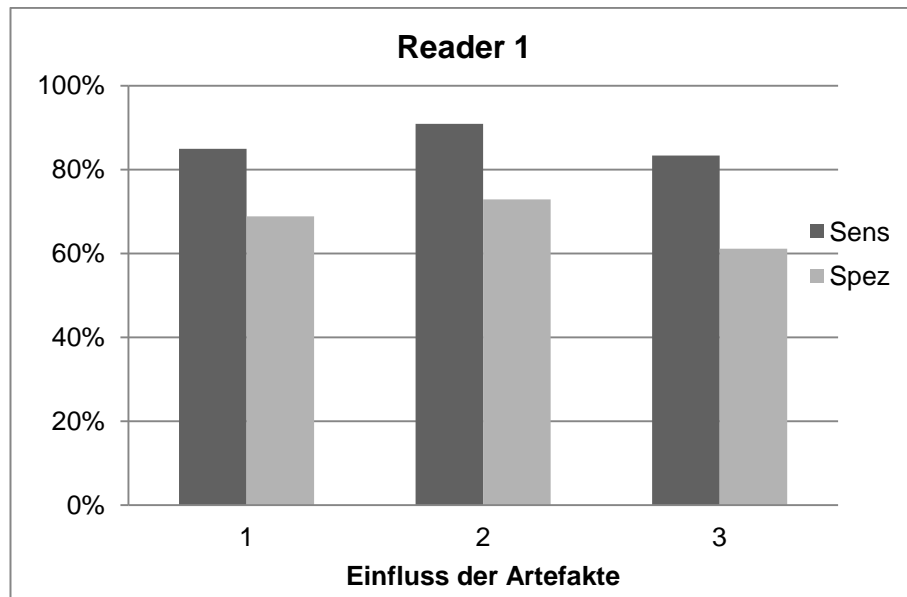
**Tabelle 36 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Sensitivität (Reader 1)**

R1		DSA-positiv		
Grad	CTA +	CTA -	Summe	Sens
1	260	46	306	85%
2	20	2	22	90,9%
3	5	1	6	83,3%
Summe	285	49	334	85,3%
p-Wert:			0,8071	
alternativ hypothesen:			two.sided	

**Tabelle 37 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Spezifität (Reader 1)**

R1	DSA-negativ			
Grad	CTA +	CTA -	Summe	Spez
1	181	400	581	69%
2	13	35	48	72,9%
3	7	11	18	61,1%
Summe	201	446	647	68,9%
p-Wert:			0,623	
alternativ hypothesen:			two.sided	

Bei Reader 1 zeigte sich sowohl bei der Sensitivität als auch der Spezifität ein p-Werte von  $> 0,05$ . Dadurch wurde die Nullhypothese beibehalten und es musste somit eine Einfluss der Artefakt 1 für Sensitivität und Spezifität angenommen werden.



**Diagramm 22 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte nach Einfluss der Artefakte (R 1)**

Die Sensitivität schwankte zwischen 83% und 91% und hatte den besten Wert bei den nicht beeinflussenden Artefakten. In der Spezifität ergab sich ein Intervall von 61-72%, mit dem Maximum bei nicht beeinflussenden Artefakten.

**Tabelle 38 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Sensitivität (Reader 2)**

R2	DSA-positiv			
	Grad	CTA +	CTA -	Summe
	1	141	60	201
	2	36	6	42
	3	61	16	77
	Summe	238	82	320
				Sens
				70%
				85,7%
				79,2%
				74,4%
p-Wert:				0,0596
alternativ hypothesen:				two.sided

Bei Reader 2 zeigte sich ein p-Wert für die Sensitivität knapp über 0,05, sodass hier die Nullhypothese beibehalten wurde. Somit mussten rein zufällige Einfluss Artefakte auf die Sensitivität angenommen werden.

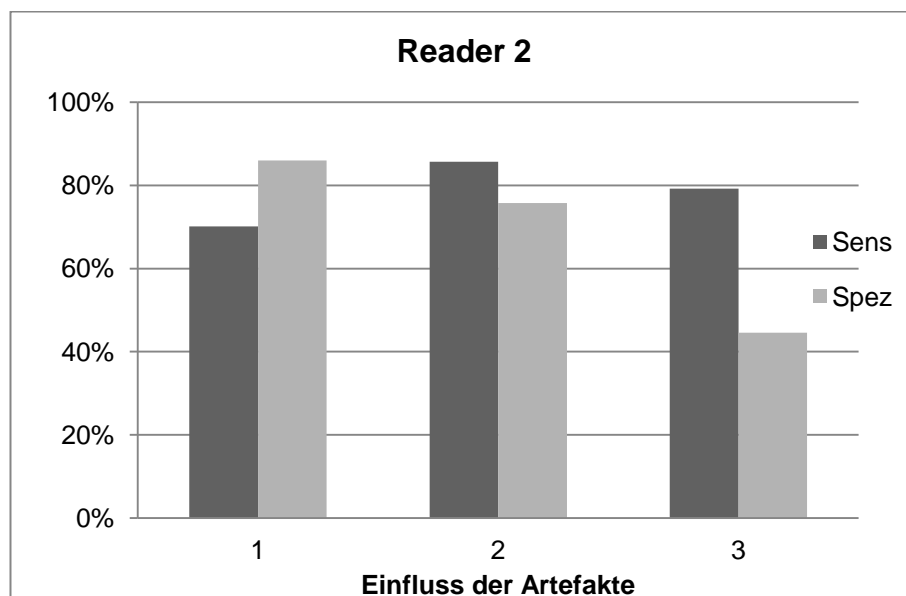


**Tabelle 39 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Spezifität (Reader 2)**

R2		DSA-negativ		
Grad	CTA +	CTA -	Summe	Spez
1	62	380	442	86%
2	25	78	103	75,7%
3	51	41	92	44,6%
Summe	138	499	637	78,3%

p-Wert: 1,686<sup>-15</sup>  
alternativ hypothesen: two.sided

In der Spezifitätsberechnung wurde ein p-Wert von 1,868<sup>-15</sup> aufgezeigt. Somit konnte ein höchst signifikanter Einfluss der Artefakte auf die Spezifität nachgewiesen werden.

**Diagramm 23 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte nach Einfluss der Artefakte (R 2)**

Reader 2 erreichte mit 70% bei „kein Artefakt“ vorhanden die geringste Sensitivität und erzielte mit 85,7% die höchste Sensitivität bei nicht beeinflussenden Artefakten. Beeinflussende Artefakte lagen mit 79,2% dazwischen.

Bei der Spezifität war besonders auffällig, dass bei „beeinflussendes Artefakt“ nur ein Wert von 44,6% erreicht wurde. Bei den beiden anderen Auswahlmöglichkeiten stieg die Spezifität über „nicht beeinflussendem“ Artefakt mit 75,7% auf 86% bei „kein Artefakt“ vorhanden.

## Zusammenfassung

**Tabelle 40 - Zusammenfassung der Ergebnisse des exakten Tests nach Fisher**

H<sub>0</sub> = Merkmale sind statistisch voneinander unabhängig

Merkmal	Reader 1				Reader 2			
	DSA +		DSA -		DSA +		DSA -	
	p-Wert	signifikant	p-Wert	signifikant	p-Wert	signifikant	p-Wert	signifikant
Verkalkung	0,005401	ja	< 2,2-16	höchst	4,161-09	höchst	< 2,2-16	höchst
Qualität	0,3287	nein	2,704-8	höchst	0,3956	nein	0,004391	ja
Artefakt 1	0,8071	nein	0,623	nein	0,0596	nein	1,686-15	höchst

Um Einflüsse der Erhebungsmerkmale auf Sensitivität und Spezifität zu quantifizieren wurde der exakte Test nach Fisher angewendet. Hierbei stellte sich heraus, dass der Verkalkungsgrad einen signifikanten Einfluss auf Spezifität und Sensitivität hat. Die Qualität hatte nur einen Einfluss auf die Spezifität. Hierbei zeigten sich bei sehr guter Qualität auch bessere Spezifitäten. Nur Reader 2 ließ sich durch Artefakte beeinflussen, wenn DSA-negative Ergebnisse betrachtet wurden. Waren beeinflussende Artefakte vorhanden zeigten sich diese auch in einer schlechteren Spezifität.

### 3.2.3.4 Art der Artefakte

Da bei drei von vier Berechnungen bei Einfluss der Artefakte eine Unabhängigkeit zwischen Artefakt und Stenosegrad aufgezeigt wurde, wurde auf weitere Berechnungen mit Artefaktarten verzichtet.

### 3.2.4 Interobserververgleich

Die Übereinstimmung zwischen den beiden CTA- Beurteilern (R1 und R 2) wurde anhand des, in 2.5.2 CTA –Interobserververgleich beschriebenen, Kappa Koeffizienten nach Cohen ausgerechnet. Da es hier zu keinem Vergleich mit der DSA kam, wurden alle 2970 ausgewerteten Gefäßabschnitte in die Berechnung mit einbezogen.

#### 3.2.4.1 Stenosegrad

Bei der Berechnung des Kappa Koeffizienten für den Stenosegrad wurden 135 Gefäßabschnitte ausgeschlossen, da sie entweder bei R 1 oder R 2 mit „77“ oder „99“ bewertet waren und somit für die Beurteilung keine Bedeutung hatten.

Zur Auswertung wurden die Stenosegrade in weniger als 50% (Grad 1 und 2) und mehr als 50% (Grad 3,4 und 5) des Gefäßlumens eingeteilt. Dies erfolgte, da die Hauptfragestellung der Studie auf das Erkennen hämodynamisch relevanter und nicht relevanter Stenosen ausgelegt war.

Betrachtung aller Gefäße**Tabelle 41 – Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen aller Gefäße**

R 2					
R 1	> 50%	< 50%	Summe	kappa Quotient:	0,623
> 50%	736	363	1099	Standardfehler:	0,018
< 50%	124	1612	1736	p-Wert:	< 0,001
Summe	860	1975	2835	Übereinstimmung:	stark

Beide Beurteiler wählten in 736 Fällen aller Gefäßsegmente Stenosegrade von < 50% und in 1612 Fällen > 50%. Somit ergab sich ein kappa-Wert von 0,623, was nach Landis und Koch (1977) eine starke Übereinstimmung ergibt.

Regionen**Tabelle 42 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Beckens**

R 2					
R 1	> 50%	< 50%	Summe	kappa Quotient:	0,556
> 50%	93	71	164	Standardfehler:	0,035
< 50%	35	588	623	p-Wert:	< 0,001
Summe	128	659	787	Übereinstimmung:	deutlich

In der *Beckenregion* wurde eine deutliche Übereinstimmung bei einem kappa-Quotienten von 0,556 erreicht.

**Tabelle 43 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Oberschenkels**

R 2					
R 1	> 50%	< 50%	Summe	kappa Quotient:	0,639
> 50%	202	92	294	Standardfehler:	0,032
< 50%	50	628	678	p-Wert:	< 0,001
Summe	252	720	972	Übereinstimmung:	stark

In der *Oberschenkelregion* wurde eine starke Übereinstimmung bei einem kappa-Quotienten von 0,639 erreicht.

**Tabelle 44 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen der Unterschenkel + Fußregion**

R 2					
R 1	> 50%	< 50%	Summe	kappa Quotient:	0,565
> 50%	441	200	641	Standardfehler:	0,029
< 50%	39	396	435	p-Wert:	< 0,001
Summe	480	596	1076	Übereinstimmung:	deutlich

In der *Unterschenkel- und Fußregion* wurde eine deutliche Übereinstimmung bei einem kappa-Quotienten von 0,565 erreicht.

Auch hier wurde die "Unterschenkel + Fuß" Region in Unterschenkel und Fuß geteilt:

**Tabelle 45 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Unterschenkels**

R 2					
R 1	> 50%	< 50%	Summe	kappa Quotient:	0,65
> 50%	362	93	455	Standardfehler:	0,037
< 50%	29	231	260	p-Wert:	< 0,001
Summe	391	324	715	Übereinstimmung:	stark

Im *cruralen* Bereich wurde eine starke Übereinstimmung bei einem kappa-Quotienten von 0,65 erreicht.

**Tabelle 46 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Fußes**

R 2					
R 1	> 50%	< 50%	Summe	kappa Quotient:	0,362
> 50%	79	107	186	Standardfehler:	0,045
< 50%	10	165	175	p-Wert:	< 0,001
Summe	89	272	361	Übereinstimmung:	schwach

Im *pedalen* Bereich wurde eine schwache Übereinstimmung bei einem kappa-Quotienten von 0,362 erreicht.

### Betrachtung der einzelnen Gefäße

**Tabelle 47 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen der einzelnen Gefäße**

Stenose </> 50%	kappa-Quotient	Standardfehler	p-Wert	Übereinstimmung
Aorta abdominalis	0,145	0,053	0,003	schwach
A. iliaca communis	0,64	0,071	< 0,001	stark
A. iliaca interna	0,479	0,07	< 0,001	deutlich
A. iliaca externa	0,584	0,071	< 0,001	deutlich
A. femorails communis	0,59	0,071	< 0,001	deutlich
Femoralsgabel	0,451	0,07	< 0,001	deutlich
A. profunda femoris	0,382	0,071	< 0,001	schwach
A. femoralis superficialis	0,659	0,071	< 0,001	stark
A. poplitea	0,552	0,07	< 0,001	deutlich
Truncus tibiofibularis	0,639	0,074	< 0,001	stark
A. tibialis anterior	0,708	0,075	< 0,001	stark
A. dorsalis pedis	0,355	0,065	< 0,001	schwach
A. tibialis posterior	0,728	0,074	< 0,001	stark
A. plantaris pedis	0,365	0,061	< 0,001	schwach
A. fibularis	0,487	0,07	< 0,001	deutlich

Starke Übereinstimmungen zeigten sich in der A. iliaca communis, A. femoralis superficiali, dem Truncus tibiofibularis und den Aa. tibialis anterior und posterior. Die ATA erreichte die höchste Übereinstimmung mit 0,708.

Nur schwache Übereinstimmungen zeigte Aorta abdominalis, A. profunda femoris, A. dorsalis pedis und A. plantaris pedis. Besonders niedrig war die A. abdominalis mit einem kappa-Quotienten von 0,145.

#### 3.2.4.2 Verkalkung

Keines der 2970 Segmente musste bei dieser Berechnung ausgeschlossen werden.

#### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 48 - Kappa-Statistik für die Verkalkungsgrade aller Gefäße**

Reader 2							
Reader 1	1	2	3	4	77	99	Summe
1	962	73	12	44	9	7	1107
2	188	242	41	36	1	4	512
3	25	79	43	29	1	1	178
4	136	115	167	676	8	6	1108
77	0	0	0	3	41	1	45
99	13	0	0	2	1	4	20
Summe	1324	509	263	790	61	23	2970

kappa Quotient:	0,518
Standardfehler:	0,011
p-Wert:	< 0,001
Übereinstimmung:	deutlich

Insgesamt konnten beide Beurteiler in 962 Fällen eine Verkalkung ausschließen (Grad 1). 242 Gefäßabschnitte beurteilten beide mit geringer (Grad 2), 43 mit mäßiger (Grad 3) und 676 mit starker (Grad 4) Verkalkung. Ein Gefäß als nicht abgebildet bewerteten R 1 und R 2 gleichzeitig in 41 Fällen als nicht beurteilbar in vier Gefäßsegmenten.

Der kappa-Quotient lag bei 0,518, womit eine deutliche Übereinstimmung nachgewiesen werden konnte.

### Betrachtung der verschiedenen Regionen

**Tabelle 49 – Kappa-Kontingenztafeln für die Verkalkungsgrade von Becken, Oberschenkel, Unterschenkel + Fuß**

Becken								OS									
		Reader 2								Reader 2							
Reader 1		1	2	3	4	77	99	Summe	Reader 1		1	2	3	4	77	99	Summe
1		104	19	1	5	0	0	129	1		302	28	5	7	3	0	345
2		53	126	12	11	0	3	205	2		113	104	24	16	0	0	257
3		4	45	20	11	0	1	81	3		19	29	18	13	0	0	79
4		2	54	82	235	0	2	375	4		35	39	46	174	2	1	297
77		0	0	0	2	0	0	2	77		0	0	0	1	5	1	7
99		0	0	0	0	0	0	0	99		3	0	0	1	0	1	5
Summe		163	244	115	264	0	6	792	Summe		472	200	93	212	10	3	990

US + Fuß								
		Reader 2						
Reader 1		1	2	3	4	77	99	Summe
1		556	26	6	32	6	7	633
2		22	12	5	9	1	1	50
3		2	5	5	5	1	0	18
4		99	22	39	267	6	3	436
77		0	0	0	0	36	0	36
99		10	0	0	1	1	3	15
Summe		689	65	55	314	51	14	1188

Die höchste Übereinstimmung bei verkalkungsfreien Gefäßsegmenten wurde im Unterschenkel + Fuß mit 556 erreicht, gefolgt vom Oberschenkel mit 302 und dem Becken mit 104. Bei geringer Verkalkungen zeigte sich die meiste Kongruenz im Becken mit 126. In der Oberschenkelregion waren es 104 und im US + Fuß nur 12. Mäßige Verkalkungen wurden insgesamt nur sehr wenig angegeben. 267 Gefäßabschnitte wurden von beiden Readern in der US + Fuß-Region, 235 im Becken und 174 im Oberschenkelbereich als stark verkalkt identifiziert.

**Tabelle 50 - Zusammenfassung der Kappa-Statistik für die Verkalkungsgrade pro Region**

Verkalkung	Kappa	Standardfehler	p-Wert	Übereinstimmung
Becken	0,457	0,021	< 0,001	deutlich
OS	0,451	0,019	< 0,001	deutlich
US + Fuß	0,559	0,02	< 0,001	deutlich

Daraus ergab sich in jeder Region eine deutliche Übereinstimmung. Der höchste Kappa-Quotient lag im US + Fuß bei 0,559 und damit mit geringem Abstand zu starker Übereinstimmung. Im Becken und im Oberschenkel wurden ein Kappa-Quotient von 0,457 und 0,451 erreicht.

#### 3.2.4.3 Qualität

Da es zu keinem Vergleich mit der DSA kam, wurde auch hier wieder mit allen 792 Bereichen gerechnet.

### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 51 -Kappa-Statistik für die Qualitäten aller Gefäße**

Reader 1	Reader 2						Summe
	2	3	4	99	77		
2	11	5	0	1	1		18
3	62	124	3	8	0		197
4	28	458	72	5	0		563
99	3	3	0	1	0		7
77	0	2	0	0	5		7
Summe	104	592	75	15	6		792

kappa Quotient:	0,017
Standardfehler:	0,014
p-Wert:	0,11
Übereinstimmung:	keine

Bei Beurteilung aller Gefäßabschnitte stimmten Reader 1 und Reader 2 in 11 Fällen bei verwendbarer (2), in 124 Fällen bei guter (3) und in 72 Fällen bei sehr guter (4) Qualität überein. Auffällig war, dass wenn R 1 sehr gute Qualität benutzte, R 2 in 458 Fällen nur gute Qualität angegeben hatte. Einmal bewerteten beide einen Abschnitt als nicht beurteilbar (99) und 5-mal als nicht abgebildet.

Der kappa-Quotient lag bei 0,017, es konnte somit keine Übereinstimmung nachgewiesen werden

### Betrachtung der verschiedenen Regionen

**Tabelle 52 - Kappa-Kontingenztafeln für die Qualitäten pro Region**

Aorta		Reader 2						OS		Reader 2					
Reader 1		2	3	4	99	77	Summe	Reader 1		2	3	4	99	77	Summe
2		0	0	0	0	0	0	2		4	4	0	0	0	8
3		4	2	0	0	0	6	3		4	16	0	0	0	20
4		6	148	36	0	0	190	4		4	143	18	1	0	166
99		0	0	0	0	0	0	99		2	2	0	0	0	4
77		0	2	0	0	0	2	77		0	0	0	0	0	0
Summe		10	152	36	0	0	198	Summe		14	165	18	1	0	198

Becken		Reader 2						US + Fuß		Reader 2					
Reader 1		2	3	4	99	77	Summe	Reader 1		2	3	4	99	77	Summe
2		0	0	0	0	0	0	2		7	1	0	1	1	10
3		1	5	1	0	0	7	3		53	101	2	8	0	164
4		13	157	18	3	0	191	4		5	10	0	1	0	16
99		0	0	0	0	0	0	99		1	1	0	1	0	3
77		0	0	0	0	0	0	77		0	0	0	0	5	5
Summe		14	162	19	3	0	198	Summe		66	113	2	11	6	198

Übereinstimmungen in sehr guter Qualität gab es im Bereich Aorta 35, im Becken- und Oberschenkelbereich je 18 und im Unterschenkel und Fußbereich keine. Betrachtete man die weiter distalen gelegenen Zonen zeigten sich steigende Übereinstimmungen im „guten“ Bereich. Die Oberschenkel-Region konnte 16 und die US + Fuß Region 101 gleiche Bewertungen aufweisen. Auch

hier zeigte sich deutlich, dass R 1 im Allgemeinen häufiger „sehr gute“ Qualität wählte und R 2 eher zu „guter“ Qualität tendierte. Übereinstimmungen in 77 und 99 gab es nur im US + Fußbereich.

**Tabelle 53 - Kappa-Statistik für die Qualitäten pro Region**

Qualität	Kappa	Standardfehler	p-Wert	Übereinstimmung
Aorta	-0,01	0,012	0,785	keine
Becken	-0,006	0,009	0,742	keine
OS	0,034	0,017	0,023	keine
US	0,165	0,036	< 0,001	schwach

Die Kappa-Quotienten ergaben bei Aorta, Becken und Oberschenkel keine Übereinstimmung (alle kleiner 0,1). Nur der Unterschenkel und Fußbereich ließ eine schwache Übereinstimmung mit 0,165 erkennen.

#### 3.2.4.4 Einfluss der Artefakte auf die Beurteilbarkeit der Bilder

Es mussten keine Gefäßabschnitte bei der Berechnung ausgeschlossen werden.

#### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 54 - Kappa-Statistik für den Einfluss der Artefakte aller Gefäße**

		Reader 2							
Reader 1		1	2	3	99	77	Summe	kappa Quotient:	0,225
1	2012	288	355	1	12	2668		Standardfehler:	0,011
2	72	56	55	0	1	184		p-Wert:	< 0,001
3	11	13	48	0	1	73		Übereinstimmung:	schwach
99	1	0	0	0	0	1			
77	2	0	2	0	40	44			
Summe	2098	357	460	1	54	2970			

In 2012 Gefäßabschnitten stimmten beide CTA-Beurteiler darin überein, dass kein Artefakt (1) vorlag. 56-mal gaben beide an, dass ein Artefakt vorhanden war, aber dieser die Auswertung der Bilder nicht beeinflusste (2). In 48 Segmenten beeinflusste das Artefakt (3) die Bewertung. Insgesamt stimmten beide 40-mal überein, dass das Gefäß nicht abgebildet war. Ein nicht zu beurteilender Gefäßabschnitt existierte für beide nicht. Der Kappa-Quotient lag bei 0,225, somit konnte eine schwache Übereinstimmung nachgewiesen werden.



### Betrachtung der verschiedenen Regionen

**Tabelle 55 - Kappa-Kontingenztafeln für den Einfluss der Artefakte pro Region**

Becken		Reader 2					
Reader 1	1	2	3	99	77	Summe	
1	633	94	56	0	0	783	
2	3	2	2	0	0	7	
3	0	0	0	0	0	0	
99	0	0	0	0	0	0	
77	2	0	0	0	0	2	
Summe	638	96	58	0	0	792	

OS		Reader 2					
Reader 1	1	2	3	99	77	Summe	
1	744	100	61	1	2	908	
2	34	16	2	0	1	53	
3	4	9	8	0	0	21	
99	1	0	0	0	0	1	
77	0	0	2	0	5	7	
Summe	783	125	73	1	8	990	

US + Fuß		Reader 2					
Reader 1	1	2	3	99	77	Summe	
1	635	94	238	0	10	977	
2	35	38	51	0	0	124	
3	7	4	40	0	1	52	
99	0	0	0	0	0	0	
77	0	0	0	0	35	35	
Summe	677	136	329	0	46	1188	

Im Bereich „kein Artefakt“ gab es in allen drei Regionen die meisten Übereinstimmungen. Nicht beeinflussende Artefakte stiegen von der Beckenregion mit zwei, über die OS-Region mit 16, bis in der US + Fuß-Region auf 38 an. Beeinflussende Artefakte gab es im Becken nicht, im Oberschenkel 8 und im US + Fuß 40-mal. Der Fußbereich zeigte somit die meisten beeinflussenden aber auch nicht beeinflussenden Artefakte und mit 35 auch die größte Anzahl von nicht abgebildeten Gefäßabschnitten.

**Tabelle 56 - Kappa-Statistik für den Einfluss der Artefakte pro Region**

Artefakt 1	Kappa	Standardfehler	p-Wert	Übereinstimmung
Becken	0,021	0,012	0,034	keine
OS	0,177	0,021	< 0,001	schwach
US	0,267	0,016	< 0,001	schwach

Aufgrund dieser Zahlen konnte im Beckenbereich keine Übereinstimmung festgestellt werden. Auch im OS und der US- + Fußregion zeigten sich mit 0,177 und 0,267 nur schwache Übereinstimmungen.

#### 3.2.4.5 Art der Artefakte

Hier mussten keine Gefäßabschnitte bei der Berechnung ausgeschlossen werden. Jedoch hatte Reader 2 in 82 Segmenten je zwei Artefakte angegeben, sodass die Berechnung einmal mit dem ersten und einmal mit dem zweiten angegebenen Artefakt durchgeführt wurde.

### Betrachtung aller Gefäße

**Tabelle 57 – Kappa-Statistik für die Artefaktarten (1. angegebener Artefakt) aller Gefäße**

1. Artefakt										Reader 2									
Reader 1	1	2	3	4	5	88	77	99	Summe	kappa Quotient: 0,257									
1	14	0	0	10	0	13	2	0	39	Standardfehler: 0,008									
2	0	12	0	2	0	5	0	0	19	p-Wert: < 0,001									
3	8	0	75	23	3	42	0	0	151	Übereinstimmung: schwach									
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0										
5	0	0	0	9	16	23	0	0	48										
88	71	11	31	501	30	2012	12	0	2668										
77	0	0	0	1	1	2	40	0	44										
99	0	0	0	0	0	1	0	0	1										
Summe	93	23	106	546	50	2098	54	0	2970										

**1. Artefakt:** Übereinstimmungen bei suboptimaler Kontrastierung (1) wurden in 14 Fällen erreicht, in 12 bei Bewegungsartefakten (2) und in 75 bei venöser Kontamination(3). Verkalkungsartefakte (4) benannten beide nie gleichzeitig bei einem Gefäß. Sonstige Artefakte (5) wurden 16-mal im gleichen Segment beschrieben. In 40 Fällen bezeichneten beide ein Gefäßsegment als nicht abgebildet. (Die Übereinstimmungen in "88" beziehen sich auf „kein Artefakt“ und wurden schon bei Einfluss der Artefakt mit beschrieben.) Aus diesen Übereinstimmungen errechnete sich ein Kappa-Quotient von 0,257, somit konnte eine schwache Übereinstimmung nachgewiesen werden.

**Tabelle 58 - Kappa-Statistik für die Artefaktarten (2. angegebener Artefakt) aller Gefäße**

2. Artefakt		Reader 2								Summe
Reader 1	1	2	3	4	5	88	77	99		
1	16	0	0	7	1	13	2	0	39	
2	0	12	0	2	0	5	0	0	19	
3	10	0	71	25	3	42	0	0	151	
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	2	0	0	5	18	23	0	0	48	
88	119	9	30	455	31	2012	12	0	2668	
77	0	0	0	1	1	2	40	0	44	
99	0	0	0	0	0	1	0	0	1	
Summe	147	21	101	495	54	2098	54	0	2970	

kappa Quotient:	0,256
Standardfehler:	0,008
p-Wert:	< 0,001
Übereinstimmung:	

**2. Artefakt:** Die Übereinstimmungen bei suboptimaler Kontrastierung (1) stiegen auf 16, blieben gleich bei 12 bei Bewegungsartefakten (2) und fielen auf 75 bei venöser Kontamination (3). Verkalkungsartefakte (4) benannten beide auch hier nie gleichzeitig bei einem Gefäß. Sonstige Artefakte (5) wurden 18-mal im gleichen Segment beschrieben. Auch hier bezeichneten beide in 40 Fällen ein Gefäßsegment als nicht abgebildet. Aus diesen Übereinstimmungen errechnete sich ein Kappa-Quotient von 0,256 und so konnte auch hier eine schwache Übereinstimmung nachgewiesen werden.

### Betrachtung der verschiedenen Regionen

**Tabelle 59 - Kappa-Kontingenztafeln für die Artefaktarten im Becken (1.+2. angegebener Artefakt)**

Becken		Reader 2								1. Artefakt
Reader 1		1	2	3	4	5	88	77	99	Summe
1		0	0	0	0	0	3	0	0	3
2		0	0	0	0	0	0	0	0	0
3		0	0	0	0	0	0	0	0	0
4		0	0	0	0	0	0	0	0	0
5		0	0	0	4	0	0	0	0	4
88		13	3	1	114	19	633	0	0	783
77		0	0	0	0	0	2	0	0	2
99		0	0	0	0	0	0	0	0	0
Summe		13	3	1	118	19	638	0	0	792

Becken		Reader 2								2. Artefakt
Reader 1		1	2	3	4	5	88	77	99	Summe
1		0	0	0	0	0	3	0	0	3
2		0	0	0	0	0	0	0	0	0
3		0	0	0	0	0	0	0	0	0
4		0	0	0	0	0	0	0	0	0
5		2	0	0	0	2	0	0	0	4
88		18	3	1	108	20	633	0	0	783
77		0	0	0	0	0	2	0	0	2
99		0	0	0	0	0	0	0	0	0
Summe		20	3	1	108	22	638	0	0	792

Bezüglich der Beckenregion zeigte sich beim ersten angegebenen Artefakt innerhalb der verschiedenen Artefaktarten keine Übereinstimmung. Beim zweiten angegebenen Artefakt stimmten sie nun in der Angabe "sonstiger Artefakt" in zwei Fällen überein.

**Tabelle 60 - Kappa-Kontingenztafeln für die Artefaktarten im Oberschenkel (1.+2. angegebener Artefakt)**

OS		Reader 2								1. Artefakt
Reader 1		1	2	3	4	5	88	77	99	Summe
1		0	0	0	7	0	10	1	0	18
2		0	3	0	0	0	0	0	0	3
3		0	0	3	1	0	5	0	0	9
4		0	0	0	0	0	0	0	0	0
5		0	0	0	5	16	23	0	0	44
88		10	0	12	133	7	744	2	0	908
77		0	0	0	1	1	0	5	0	7
99		0	0	0	0	0	1	0	0	1
Summe		10	3	15	147	24	783	8	0	990

OS		Reader 2								2. Artefakt
Reader 1		1	2	3	4	5	88	77	99	Summe
1		0	0	0	6	1	10	1	0	18
2		0	3	0	0	0	0	0	0	3
3		0	0	2	2	0	5	0	0	9
4		0	0	0	0	0	0	0	0	0
5		0	0	0	5	16	23	0	0	44
88		13	0	8	134	7	744	2	0	908
77		0	0	0	1	1	0	5	0	7
99		0	0	0	0	0	1	0	0	1
Summe		13	3	10	148	25	783	8	0	990

Übereinstimmungen konnten in der Oberschenkelregion für die Bewegungsartefakte in je drei Fällen, für venöse Kontamination in drei (1.

Artefakt) und zwei (2. Artefakt) Fällen beobachtet werden. Sonstige Artefakte wurden gleichzeitig in je 16 Gefäßabschnitten bestimmt. Als nicht abgebildet haben beide Reader gemeinsam je fünf Gefäßsegmente bezeichnet.

**Tabelle 61 - Kappa-Kontingenztafeln für die Artefaktarten im Unterschenkel und Fuß (1.+2. angegebener Artefakt)**

US + Fuß		Reader 2								1. Artefakt
Reader 1	1	2	3	4	5	88	77	99	Summe	
1	14	0	0	3	0	0	1	0	18	
2	0	9	0	2	0	5	0	0	16	
3	8	0	72	22	3	37	0	0	142	
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
88	48	8	18	254	4	635	10	0	977	
77	0	0	0	0	0	0	35	0	35	
99	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Summe	70	17	90	281	7	677	46	0	1188	

US + Fuß		Reader 2								2. Artefakt
Reader 1	1	2	3	4	5	88	77	99	Summe	
1	16	0	0	1	0	0	1	0	18	
2	0	9	0	2	0	5	0	0	16	
3	10	0	69	23	3	37	0	0	142	
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
88	88	6	21	213	4	635	10	0	977	
77	0	0	0	0	0	0	35	0	35	
99	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Summe	114	15	90	239	7	677	46	0	1188	

In der Unterschenkel- und Fußregion ergaben sich deutlich mehr Übereinstimmungen zwischen den beiden Bewertern. Beim ersten angegebenen Artefakt konnten bei suboptimaler Kontrastierung (1) 14, bei Bewegungsartefakten (2) 9 und bei venöser Kontamination (3) 72 Übereinstimmungen errechnet werden. Verkalkungsartefakte (4) und sonstige Artefakte (5) benannten beide nie gleichzeitig bei einem Gefäß. In 35 Fällen bezeichneten beide ein Gefäßsegment als nicht abgebildet.

Beim zweiten angegebenen Artefakt erhöhten sich die Übereinstimmungen bei suboptimaler Kontrastierung (1) auf 16, bei Bewegungsartefakten (2) blieb sie gleich bei 9 und bei venöser Kontamination (3) sanken sie auf 72. Verkalkungsartefakte (4) und sonstige Artefakte (5) benannten beide auch hier nie gleichzeitig bei einem Gefäß. In 35 Fällen bezeichneten beide ein Gefäßsegment als nicht abgebildet.

**Abbildung 10 - Zusammenfassung der Kappa-Statistik bzgl. der Artefaktarten**

Artefakt 2	erster angegebener Artefakt				zweiter angegebener Artefakt			
	Kappa	Standardfehler	p-Wert	Übereinstimmung	Kappa	Standardfehler	p-Wert	Übereinstimmung
Becken	0,013	0,008	0,054	keine	0,026	0,009	0,001	keine
OS	0,188	0,015	<0,001	schwach	0,184	0,015	<0,001	schwach
US	0,315	0,013	<0,001	schwach	0,313	0,013	<0,001	schwach

Die Kappa-Quotienten der Beckenregion ergaben in beiden Versionen Werte kleiner 0,1. Somit konnte keine Übereinstimmung konstatiert werden. Sowohl im Oberschenkel als auch im Unterschenkel- und Fußbereich errechneten sich Kappa-Quotienten zwischen 0,1 und 0,4, sodass sich eine schwache Übereinstimmung ergab. Hierbei waren die Kappa-Werte im Unterschenkel- und Fußbereich mit 0,315 und 0,313 wesentlich höher als im Oberschenkelbereich mit 0,188 und 0,184 und lagen somit nah an der Grenze zu deutlicher Übereinstimmung.

### 3.3 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Die Ergebnisse wurden anhand zwei separater Auswertungen ermittelt.

#### 1. Berechnung der diagnostische Güte des Testverfahrens – Vergleich DSA mit DECT-Angiographie

- Betrachtet man bei nur einem hämodynamisch relevant verschlossenen Gefäß das gesamte Bein als „krank“, und stellt damit die Indikation zur Durchführung einer DSA, wurden folgende Gütekriterien ermittelt: Beide Reader erzielten *sehr gute Sensitivitäten* von 94% und 98% und mittelmäßige Spezifitäten von 67% und 75%. Insbesondere der negative Likelihood-Quotient stach hervor, da er mit 0,03 und 0,09 eine *überzeugende diagnostische Evidenz* für negative Testergebnisse verspricht. Das heißt, wurde eine hämodynamisch nicht relevante Stenose erkannt, lag diese mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit auch vor. Für positive Testergebnisse zeigte der LQ+ keine hochgradige Evidenz.
- Wurden die Gefäße nur mit krank oder gesund bewertet zeigte sich die beste Sensitivität beider Bewerter mit 90% im Oberschenkelbereich, gefolgt vom cruralen Bereich mit 89%. Die niedrigste Sensitivität von 73% wurde in der Beckenregion errechnet.
- Um Einflüsse der Erhebungsmerkmale auf Sensitivität und Spezifität zu quantifizieren, wurde der exakte Test nach Fisher angewendet. Hierbei stellte sich heraus, dass der Verkalkungsgrad einen signifikanten Einfluss auf Spezifität und Sensitivität hat. Die Qualität hatte nur einen Einfluss auf die Spezifität. Hierbei zeigten sich bei sehr guter Qualität auch bessere Spezifitäten. Nur Reader 2 ließ sich durch Artefakte beeinflussen, wenn DSA-negative Ergebnisse betrachtet wurden. Waren beeinflussende Artefakte vorhanden, zeigten sich diese auch in einer schlechteren Spezifität

#### 2. Vergleich der CTA-Beurteiler untereinander anhand des Kappa-Koeffizienten nach Cohen

- Der Stenosegrad wurde in  $> 50\%$  und  $< 50\%$  des Gefäßlumens eingeteilt. Damit ergab sich das beste Maß an Übereinstimmung mit 0,639 in der Oberschenkelregion. Der Unterschenkel-Bereich zeigt ebenfalls eine starke Übereinstimmung mit 0,65. Eine nur schwache Übereinstimmung wurde im pedalenen Bereich erzielt. Bei Betrachtung der einzelnen Gefäße

fiel besonders eine schwache Übereinstimmung in den Aa. dorsalis und plantaris pedis, sowie der Aorta abdominalis auf.

- Übereinstimmungen im Verkalkungsgrad waren in allen Regionen deutlich zu erkennen.
- In der Qualität wurde in drei von vier Regionen keine Übereinstimmung erzielt. Nur in der Unterschenkel- und Fußregion erreichten die Bewerter eine schwache Übereinstimmung. Dies war darauf zurückzuführen, dass Reader 1 häufiger zu „sehr guter“ Qualität und Reader 2 hauptsächlich zu „guter“ Qualität tendierte.
- Auch der Artefakt-Interobserververgleich bzgl. der Artefakte ergab nur schwache oder keine Übereinstimmung.

## 4. Diskussion vor dem Hintergrund des aktuellen Forschungsstandes

### 4.1 Hintergrund

Obwohl die DSA immer noch als Goldstandard in der röntgenologischen Diagnostik der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit gilt, existieren einige Limitationen. Vor allem die Invasivität mit möglichen Komplikationen, die hohe Strahlenexposition, sowie die Notwendigkeit der stationären Aufnahme der Patienten geben Anlass, die Evidenz neuerer Methoden zu überprüfen. Beim Einsatz nichtinvasiver Verfahren, wie der Duplexsonographie, der MR-Angiographie und der CT-Angiographie als Standard für die pAVK Diagnostik, wurden bisher sehr gute Ergebnisse bzw. Übereinstimmungen mit der DSA erzielt.

Die DUS gilt als Diagnostik der ersten Wahl, hat jedoch ihre Grenzen bei adipösen Patienten, da bei dieser Vorgehensweise in der aortoiliacalen und femoralen Region die Bildqualität sehr schlecht und das Auffinden der richtigen Strukturen sehr schwierig wird. Außerdem bereiten multisegmentale Stenosen Schwierigkeiten bei der korrekten Bewertung {Kayhan 2012} und zudem ist die Untersuchung sehr zeitaufwendig. In einer Studie über Kosten und Effektivität nichtinvasiver pAVK-Diagnosemethoden wurde nachgewiesen, dass MRA und CTA klinisch viel effektiver sind als die Duplexsonographie und dass die CTA zudem im Vergleich zur MRA und DUS erhebliche Kosten in der initialen Diagnostik einsparen kann {Ouwendijk 2008}.

Die CE-MRA hat schon länger als die CTA den Einzug in die nichtinvasive Standarddiagnostik der pAVK gefunden. In einer Metaanalyse von Menke et al. aus dem Jahre 2010 wurden im Durchschnitt sehr gute Sensitivitäten von 94,7% und Spezifitäten von 95,6% erreicht. Die Vorteile der CE-MRA liegen in der Verwendung von nicht-iodhaltigem Kontrastmittel und der Abwesenheit von Strahlenbelastung für die Patienten. Hohe Kosten, Kontraindikationen durch das Vorhandensein von Herzschrittmachern, Patienten mit Klaustrophobie und die geringe Verfügbarkeit stellen Nachteile dar.

Die Einführung und die hohe Verfügbarkeit der Multidetektor-CT-Geräte im Allgemeinen, und des Dual-Energy-Modus im Besonderen, bringen bedeutende diagnostische Potentiale für unterschiedliche klinische Indikationen. Die zwei verschiedenen beim Dual-Energy Modus eingesetzten Energien helfen bei der



Differenzierung von Iod (KM) und Verkalkungen und verbessern so die Beurteilung von Gefäßerkrankungen. Insbesondere Gefäßwandverkalkungen können sehr gut durch die CTA, jedoch nicht durch die CE-MRA beurteilt werden. Führen sehr starke Kalzifizierungen während der Bildverarbeitung zu MIPs zu Komplikationen bzw. Bildartefakten, müssen meist die axialen Bilder oder CPR hinzugezogen werden, was einen Anstieg in der Nachbearbeitungszeit zu Folge hat {Meyer 2010}. Die angebliche „Dosisfalle“ wird der Mehrzeilen-CT oft zum Vorwurf gemacht. Als Hauptgrund erweist sich die Verwendung stark verringerter Schichtdicken gefolgt vom Anstieg des Bildrauschens, was wiederum zum Arbeiten mit erhöhten Dosiseinstellungen verleitet. Da aber der Partialvolumeneffekt reduziert wird und darauf der Bildkontrast für kleinere Details steigt, ist die Dosiserhöhung jedoch weitestgehend obsolet {Nagel 2005}. Bei entsprechender Schulung der Anwender und konsequenter Nutzung neuer Dosisautomatiken sollte das Dosisniveau eher weiter zurückgehen.

Die Genauigkeit bei der Detektion von hämodynamisch relevanten Stenosen wurde bereits in zahlreichen Studien über 4-64-MDCT-Geräte überzeugend dargestellt (Cernic 2009, Ota 2004, Fotiadis 2011). Vor allem In-Stent-Stenosen können durch die MDCTA insbesondere durch die axialen Bilder besser beurteilt werden (siehe Abb. 11).



**Abbildung 11 -Dreifach-Stent der A. femoralis superficialis, a-c) axiale Bilder der drei Stents (alle offen), d) MIP, eine richtige Beurteilung des Stentlumens ist hier nicht möglich, e) DSA-Darstellung des gesamten Beines, auch hier zeigen sich die Stents als durch**

In zwei Studien von Brockmann et al. und Kau et al. wurde bereits die Genauigkeit der Detektion hämodynamischer Stenosen im Becken-Bein-Bereich untersucht. Hierfür wurden nur die MIP Bilder, im Dual Energy-Modus generiert, verwendet. Es sollte eine Aussage darüber getroffen werden, ob es ausreicht nur mit der 3D-Darstellung des Gefäßbaumes die Befundung durchzuführen. Die Vermutung war, dass diese Vorgehensweise eine schnellere Auswertung, als die Verwendung von axialen Bildern verspricht. Diese Studien werden als gängige Literatur zum Vergleich herangezogen.

## 4.2 Studienbeschreibung

In unserer Studie wurden 99 Patienten mit Symptomen einer pAVK oder akuten Extremitätenischämie einbezogen. Es existieren bisher nur sehr wenige Studien, die eine vergleichbar große Anzahl an Patienten mit der oben beschriebenen Symptomatik untersuchten. Zunächst wurde im Rahmen der präinterventionellen Diagnostik eine CTA und anschließend, innerhalb 30 Tagen, eine DSA, meist zur interventionellen Therapie, durchgeführt. Die CTA-Beurteiler betrachteten vorrangig die axialen Bilder und zogen bei Unklarheiten die MIPs mit hinzu.

Axiale Bilder gehören für erfahrene Radiologen zur Routinediagnostik. Bei MIP-Bildern besteht aufgrund möglicher Berechnungsartefakte in der Nachbearbeitungszeit die Gefahr, dass fälschlicher Weise Verschlüsse dargestellt oder bestimmte Gefäßsegmente nicht abgebildet werden.

In unserer Studie evaluierten wir die Möglichkeit aber auch die Grenzen der diagnostischen Aussagekraft einer 64-Zeilen-Computertomographie im Dual-Energy-Modus im klinischen Alltag, im Vergleich zum Goldstandard der DSA. Insbesondere der Stellenwert der Auswertung axialer Bilder wurde untersucht, da in neueren Studien überprüft wurde, ob eine alleinige Beurteilung der MIPs ausreichend ist.

### 4.3 Diskussion der Ergebnisse

#### 4.3.1 Vergleich CTA und DSA

##### *4.3.1.1. Hauptfragestellung*

Das Besondere unserer Studie war, dass die korrekte Detektion hämodynamisch relevanter ( $> 50\%$  des Gefäßlumens) bzw. nicht relevanter ( $< 50\%$  des Gefäßlumens) Stenosen nicht für alle Gefäße des kompletten Gefäßbaumes erfolgen musste. Wurde bereits ein Gefäß eines Beines als „krank“, also zu mehr als 50% verschlossen, identifiziert, wurde das komplette Bein automatisch als „krank“ gewertet. Daraus konnte sogleich die Indikation zu weiteren interventionellen Maßnahmen, der Durchführung einer DSA, gestellt werden. Ebenso war es wichtig alle „gesunden“ Gefäßsegmente zu detektieren, um so unnötige Eingriffe zu vermeiden. Wir wählten dieses Vorgehen, um die Bedeutung für den klinischen Alltag herauszuarbeiten.

Unter diesem Gesichtspunkt wurde eine sehr gute Sensitivität von 98%/94% (Reader 1/Reader 2) und eine gute Spezifität von 75%/67% (R1/R2) erzielt. Zudem berechneten wir den positiven und negativen prädikaten Wert, um die Wahrscheinlichkeit zu errechnen, bei der beim Vorhandensein einer/keiner hämodynamisch relevanten Stenose diese auch wirklich vorlag. Für positive Testergebnisse war der Wert mit 97%/96% deutlich höher als für negative Testergebnisse mit 82%/57%. Somit muss angenommen werden, dass vor allem Reader 2 zu einer Unterschätzung der Stenosen neigte. Um die Güte des diagnostischen Tests noch weiter zu verifizieren, wurde der positive (LR+) und negative (LR-) Likelihood-Quotient berechnet. Hier wiederum zeigte sich für LR+ mit 3,92/2,82 eine schwache und für LR- mit 0,03/0,09 eine überzeugende

diagnostische Evidenz. Diese Art und Weise der Betrachtung wurde so in keiner anderen bisher veröffentlichten Studie durchgeführt, so dass die Ergebnisse nicht verglichen werden konnten. Uns erschien es jedoch sinnvoll, die Kernaussage der Studie darauf auszulegen, da dies für den klinischen Alltag am aussagekräftigsten ist. Es genügt, wenn anhand der CT-Untersuchung nur ein Gefäß des gesamten Gefäßbaumes eines Beines korrekt als hämodynamisch verschlossen identifiziert wird, denn schon daraus ergibt sich die Indikation zur Durchführung einer DSA. Für das Erkennen von mindestens einem hämodynamisch relevant verschlossenen Gefäß erzielten wir exzellente Sensitivitäten.

##### *4.3.1.2 Stenosegrade*

Das Ausmaß der Gefäßstenose konnte in fünf Stufen unterteilt werden. Grad 1 „keine Stenose“, Grad 2 „< 50% des Gefäßlumens“, Grad 3 „50-70%“, Grad 4 „71-99%“ und Grad 5 „Verschluss“. Grad 1 und 2 wurden als „gesund“ bzw. als hämodynamisch nicht relevante Stenosen und Grad 3-5 als „krank“ bzw. als hämodynamisch relevante Gefäßstenosen zusammengefasst.

##### *Betrachtung aller Gefäße*

Um einen ungefähren Vergleich mit anderen Studien zu ermöglichen wurden, wie in anderen Studien zu diesem Thema, alle abgebildeten Gefäße betrachtet und mit den Ergebnissen der DSA verglichen. Bei 99 Patienten konnten 981 (R1) bzw. 957 (R2) Gefäßsegmente in die Berechnungen mit einbezogen werden. Sensitivitäten von 85%/74% (R1/R2), Spezifitäten von 69%/78% und eine Genauigkeit von 75%/77% wurden hier erreicht. Nach unserem Wissenstand wurde bisher nur zwei Studien mit Nutzung der Dual-Source Technik im Dual-Energy Modus veröffentlicht. Bei beiden wurden jedoch vorrangig die MIPs betrachtet und nicht, wie bei uns, die axialen Bilder. Brockmann et al. (2009) zeigte in einer Studie mit 20 Patienten (359 Gefäßsegmente) eine Sensitivität von 92% und eine Spezifität von 93%, wobei hier das Patientenkollektiv sehr klein war. In der im Jahre 2011 veröffentlichten Studie von Kau et al. (2011), mit 58 Patienten (742 Gefäßsegmenten), wurden eine gute Sensitivität von 84% und eine moderate Spezifität von 67% erreicht. In dieser Studie wurden bei Unsicherheiten auch die axialen Bilder mit hinzugezogen. Diese Studie war bis dato die einzige, die die pedal Gefäße mit einbezog und zeigte dort auch die niedrigsten Sensitivitäts- und Spezifitätswerte. Mit der letzten Studie deckten sich unsere Ergebnisse sehr gut.

Studien, wie unsere, die im Dual-Energy-Modus mit einer 64-Zeilen-CT vorrangig die axialen Bilder begutachten existierten bisher nicht. Deswegen wurden auch Studien ohne DE-Modus, aber mit 64 Zeilen CT-Geräten, hier einmalig, zum Vergleich herangezogen. Fotiadis et al. (2011) zeigte mit 41 Patienten eine Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit von 99%, 98% und 98%. Shareghi et al. (2010) zeigte in einer prospektiven Studie mit 28 Patienten 99%, 95% und 98%, wobei keine Information darüber existiert, ob die pedalen Gefäße mit einbezogen wurden. Fine et al. (2006) zeigte mit einer in etwa vergleichbaren Patientenpopulation von 107 Patienten und 777 Gefäßsegmenten eine Sensitivität von 88% und eine Spezifität von 90%. Die Sensitivitäten decken sich in etwa mit unseren Ergebnissen. Nur bei der Spezifität erzielten wir schlechtere Ergebnisse. Ein Grund könnte darin liegen, dass wir die pedalen Gefäße mit einbezogen hatten und dort relativ schlechte Spezifitäten erzielten. Gerade in diesen Gefäßen kam es aufgrund der anatomischen Nähe der Gefäße zu Knochenstrukturen und des Gefäßkalibers zu schlechter Gewebedifferenzierung und damit öfter zu einer Überschätzung. Zudem könnten durch die dreidimensionale Darstellung des Gefäßbaumes der CTA eventuell relevante Stenosen besser, als in der DSA mit zweidimensionaler Darstellung erkannt werden. Somit könnte die falsch-positiv Rate steigen und die Spezifität würde unterschätzt werden {Met 2009}.

##### *Beckenregion*

In der Beckenregion erwies sich laut DSA über dreiviertel der Gefäße als „gesund“. Nur ca. 20% waren „krank“, 6% davon komplett verschlossen. Hier fiel auf, dass die CTA-Beurteiler häufig zu einer Überschätzung der Stenosegrade tendierten, denn beide hatten mehr als 10% seltener ein Gefäß als „gesund“ bewertet. Als „krank“ wurden dahingegen fast doppelt so viele Gefäße von R1+R2 bewertet, als in der DSA angegeben. Im Gegensatz dazu bewertete Reader 1 genau gleich viele und Reader 2 1% mehr Gefäße, gegenüber der DSA, als verschlossen. Vor allem Stenosegrad 1 wurde nur fast halb so oft von den CTA Readern angegeben als in der DSA.

In der statistischen Auswertung zeigte sich in der Beckenregion die schlechteste Sensitivität mit 73% bei Reader 1 und mit 86% bei Reader 2. Ein Grund dafür könnte die starke Verkalkung der iliakalen Gefäße sein, die der Dual-Energy-Bone-removal Technik Schwierigkeiten bereitete. Dieses Problem ergibt sich aus

dem Partialvolumeneffekt<sup>\*</sup>. Die HU der benachbarten Pixel von verkalkten Gefäßwänden und Knochen weisen ähnliche Abschwächungen auf. Daraus resultiert eine inkomplette Differenzierung der Gewebe {Brockmann 2009}. Um diesem Effekt entgegen zu wirken, müssten die Schichtdicken weiter verkleinert werden, was jedoch wiederum zu vermehrtem Bildrauschen führen würde.

Die Spezifität war bei Reader 2 mit 80% deutlich höher als bei Reader 1 mit 70%. In der Beurteilung der Aorta abdominalis erreichten beide Reader eine Sensitivität von 100%.

Die Ergebnisse von Reader 2 deckten sich bzgl. der Sensitivität mit denen von Brockman et al.. Reader 1 erzielte schlechtere Ergebnisse. Bei der Spezifität jedoch erreichte Brockmann et al. Werte von > 90%. Hier zeigte sich erneut die Tendenz unserer Beurteiler, die Gefäßstenosen eher über zu bewerten.

##### *Oberschenkelregion*

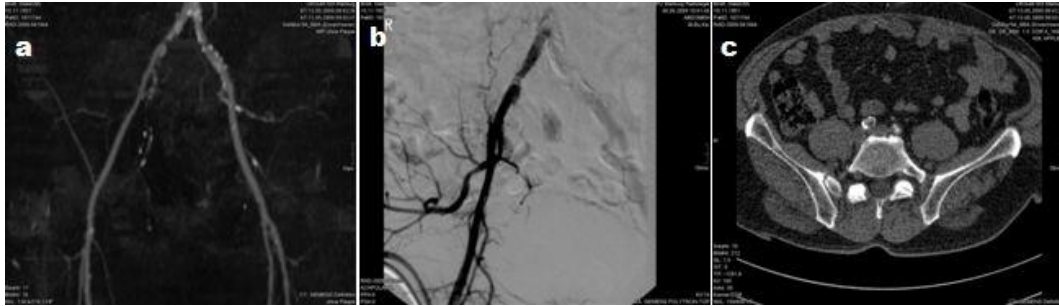
In der Oberschenkelregion ergab sich ein ähnliches Raster wie im Bereich des Beckens. Mit 82,4% wurden die meisten Gefäße von der DSA als „gesund“ vorgegeben. Nur 16% wurden als „krank“ eingestuft und 8,1% als komplett verschlossen. Auch hier neigten beide Bewerter zu Überschätzung des Stenosegrades. Gefäße wurden um 10-15% seltener als gesund eingestuft und fast doppelt so oft als „krank“ bewertet. Bei der Beurteilung der Verschlüsse zeigten beide Beurteiler nur sehr geringe Abweichungen vom Goldstandard. Auch hier war die stärkste Abweichung bei Stenosegrad 1 zu erkennen, jedoch nicht so stark wie im Beckenbereich.

In der Oberschenkelregion wurden von beiden Readern die besten Ergebnisse erzielt. Reader 1 erzielte eine Sensitivität von 90%, Reader 2 von 86%. Auch die Spezifität stieg hier an, bei R1 auf 79% und bei R2 auf 84%. In diesem Bereich stellte die A. profunda femoris eine Ausnahme dar. Erreichten alle anderen Gefäß Werte weit über 90%, erzielten hier beide Reader eine Sensitivität von nur 40%.

Der Anstieg der Sensitivität und Spezifität in der Oberschenkelregion wird auch von Brockman et al. beschrieben. In Abb. 12 wird ein Beispiel einer guten Übereinstimmung zwischen allen drei Bildarten angegeben.

---

<sup>\*</sup> Auch Teilvolumeneffekt genannt. Er tritt dann auf wenn zwei Objekte (Knochen und Kalk) nur teilweise in die Schicht hineinragen. Es wird dann eine über die Schichtdicke gemittelte Dichte angezeigt. Oft stellen die Partialvolumeneffekte sich als Streifen dar.



**Abbildung 12 - Stenose der A. femoralis superficialis rechts, a) MIP b) DSA c) axiales Bild auf Höhe der Stenose, gute Beurteilbarkeit und Übereinstimmung untereinander**

#### *Unterschenkel- und Fußregion*

Die infrapopliteale Region stellte in Hinblick auf andere Studien die größte Herausforderung für die DECTA dar. Hier hielten sich „gesunde“ und „kranke“ Gefäße in etwa die Waage. Mit 54,8% war dies die Region mit den am meisten hämodynamisch relevant verschlossenen Gefäßen. Davon waren fast 80% tatsächlich verschlossen. Mit 3,9% beurteilte der DSA-Beurteiler die meisten Gefäße als nicht beurteilbar. Reader 2 zeigte gerade in diesem Bereich eine sehr gute Übereinstimmung mit dem Goldstandard. Die maximale Abweichung trat mit 4% bei den Verschlüssen auf. Reader 1 bewertete die gesunden Gefäße wieder häufiger als „krank“, womit er eine „krank“-Rate von über 70% erreichte. Bei den Verschlüssen zeigte er jedoch eine geringe Abweichung von nur 6%.

Trotz schlechter Ergebnisse in bisher veröffentlichten Studien ergab die statistische Analyse bei uns eine gute Sensitivität von 86% bei Reader 2 und nur 70% bei Reader 1. Die Spezifitäten waren jedoch bei beiden Readern schlecht mit 49% und 65%. Splittet man den Unterschenkel- /Fußbereich in Unterschenkel und Fuß, ergaben sich für den Unterschenkel annähernd so gute Ergebnisse wie beim Oberschenkel. In der pedalen Region erzielte Reader 1 noch relativ gute Ergebnisse mit 77%, Reader 2 erreicht nur einen sehr schlechten Wert mit 32%. Bei Reader 2 erhöhte sich die Spezifität in der Fußregion erheblich auf 81%. Dieses Ergebnis war etwas unerwartet, da gewöhnlich die schlechtesten Werte im Unterschenkel liegen und nicht in der Beckenregion. Im Unterschenkel und Fuß besteht aufgrund der Nähe von Knochen zu Gefäßen die Schwierigkeit der exakten Gewebedifferenzierung. Scheinbar bringt die Dual-Energy Methode eine bessere Möglichkeit zur Unterscheidung mit und könnte somit die Probleme in der distalen Region minimieren.

Auch Brockman et al. erzielten gute Werte in der Unterschenkelregion. Kau et al. jedoch, welche nur die MIPs analysierten, erzielten in dieser Etage schlechte

Ergebnisse und empfehlen in dieser Region zur Befundung die Hinzunahme der axialen Bilder.

Allgemein neigten beide Beurteiler häufiger zu einer Überschätzung als zu einer Unterschätzung des Stenosegrades. Dies erfolgt leicht, da verkalkte Gefäße oft, aufgrund des Bloomingeffekts\* von Calcium, als verschlossen eingeschätzt werden {Sarwar 2008}. Insgesamt schätzte Reader 1 201 und R2 138 Gefäßsegmente als hämodynamisch relevant verschlossen ein, obwohl sie in der DSA als gesund beurteilt wurden. Jedoch traten auch Unterschätzungen auf, die eventuell durch eine falsche Klassifizierung durch die DSA entstanden. Die Unfähigkeit der DSA, Unterschenkelgefäße zu zeigen, wenn ein proximaler Verschluss vorhanden ist, ist bekannt. Bewegungsartefakte, unterschiedliche Füllungszustände der Unterschenkelgefäße, sowie ineffiziente arterielle Opazifikation, distal eines Verschlusses, stellen weitere Gründe dar {Martin 2003}.

##### *4.3.1.3 Verkalkungsgrad*

Das Wissen über den Verkalkungsgrad der Gefäße kann bei der Erstellung von Behandlungsplänen wichtig sein. Um die Genauigkeit der Dual-Energy-CTA bei der Bestimmung des Verkalkungsgrades zu evaluieren, wurde jedes Gefäß einzeln analysiert und mit dem Goldstandard verglichen. Das Ausmaß der Gefäßwandverkalkung wurde in vier Gruppen unterteilt. Grad 1 bedeutet „keine Verkalkung“, Grad 2 eine „Verkalkung von bis zu 1/3 des Kreisumfanges“, Grad 3 „1/3-2/3 des Kreisumfanges“ und Grad 4 „> 2/3 des Kreisumfanges“.

##### *Betrachtung aller Gefäße*

In der DSA zeigten sich 75% der Gefäße als nicht verkalkt. Im Gegensatz dazu bewerteten die beiden CTA-Reader nur 36%/43% (R1/R2) als verkalkungsfrei. Verkalkungsgrad 2 wurde vom Goldstandard zu 15%, Grad 3 zu 5,4% und Grad 4 zu knapp 2% gewählt. Hier stach besonders heraus, dass Grad 4 von den CTA-Readern mit 40%/28% besonders oft gewählt wurde. Diese Überschätzung der Verkalkungsgrade könnte eventuell gar keine echte Überschätzung sein. Kashyap et al. verglich in einer Studie die Ergebnisse bei der Bestimmung des Verkalkungsgrades mit Hilfe der DSA mit den histologischen Korrelaten der Gefäßwände amputierter Extremitäten. Hierbei kam heraus, dass die DSA das Ausmaß der Verkalkung oft unterschätzt.

---

\* Artefakt bedingte Überstrahlung des Gefäßlumens aufgrund ausgeprägter Gefäßwandverkalkung.



Ob eine Verkalkung der Gefäßwände einen Einfluss bei der Erhebung des Stenosegrades hat, wurde mit Hilfe des exakten Tests nach Fisher untersucht. Es konnte ein signifikanter Einfluss des Verkalkungsgrad nachgewiesen werden. Dies gilt sowohl bei der Betrachtung der von der DSA als „krank“ (Sensitivität), als auch der als „gesund“ (Spezifität) bewerteten Gefäße. Durch die Sensitivitäts- und Spezifitätsangaben konnte gezeigt werden, ob der Grad der Verkalkung einen Einfluss auf das richtige Ergebnis hat oder nicht.

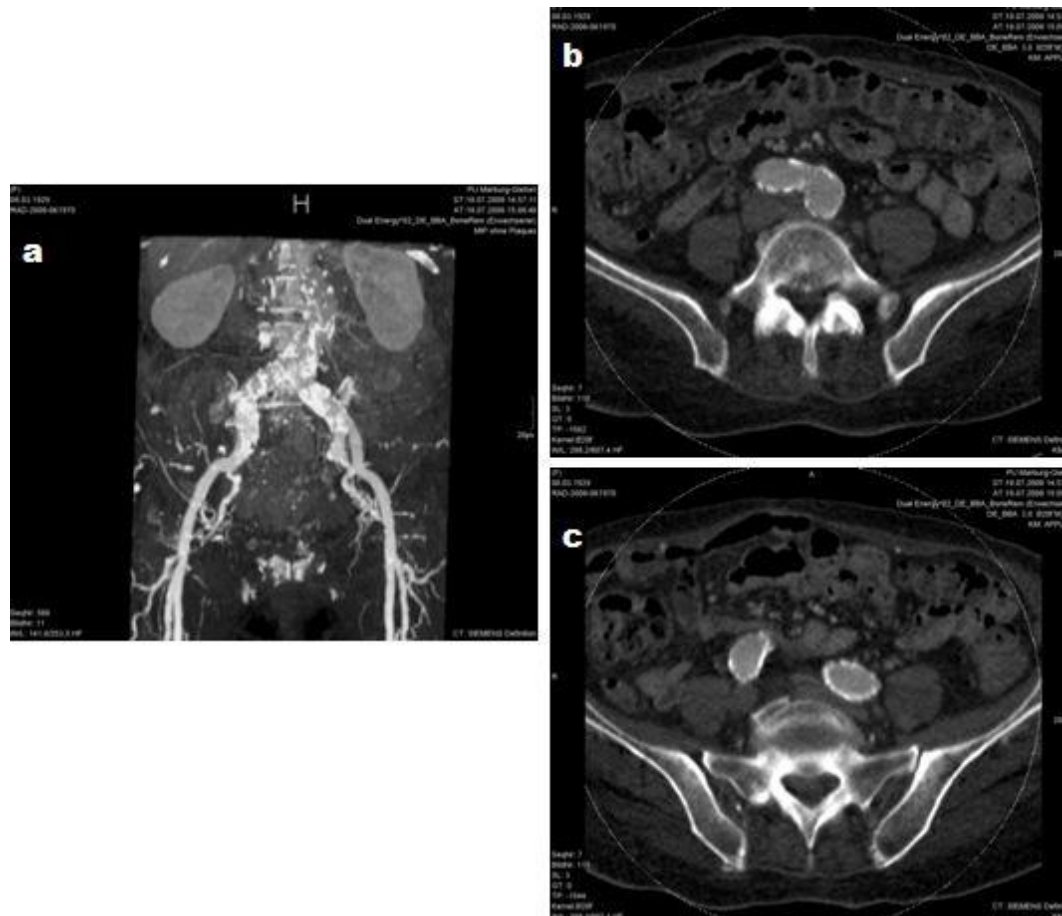
Bei Reader 1 zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Sensitivität. Da aber bei Grad 4 trotzdem die beste Sensitivität von 91% erreicht wurde, kann hier nur gezeigt werden, dass die Gefäßwandverkalkung die Beurteilung im Allgemeinen beeinflusste und der Grad der Verkalkung nicht ausschlaggebend war. Bei den DSA-negativen Ergebnissen zeigte sich bei Grad 4 eine Spezifität von 46%. Hier kam die Vermutung auf, dass die schwere Verkalkung zu einer Überbewertung der Stenosegrade führte. Das wurde durch den Anstieg der Spezifitäten je niedriger der Verkalkungsgrad wird unterstützt.

Ähnliche Ergebnisse zeigen sich bei Reader 2.

In einer Studie von Ota et al. (2004) stieg die Sensitivität und Spezifität bei Gefäßwandverkalkungen von < 50% bis auf 100%. Da keine genaueren Angaben zu deren Berechnungen angegeben wurden, kann man jedoch keinen direkten Vergleich durchführen.

##### *Regionale Ergebnisse*

In allen drei Regionen wurde ca. zu 70-80% Verkalkungsgrad 1 vom Goldstandard vorgegeben. Die CTA-Beurteiler stimmten damit nur in 10% in der Beckenregion überein. Dies besserte sich bis zur USF-Region mit ca. 50%. Grad 4 wurde sowohl in der Becken- als auch in der UFS-Region zu ca. 30-40% gewählt. Im Goldstandard bestätigte sich dies jedoch nur in sehr wenigen Fällen.



**Abbildung 13 - Vergleich zwischen axialen Bildern und MIPs, Ausmaß der Verkalkung in der Beckenregion, a) Maximum-Intensity-Projection nach dem Bone-removal, Bifurkationsbereich schlecht beurteilbar b) Axiales Bild auf Höhe der Bifurkation, c) Axiales Bild distal de**

Zusammenfassend beurteilt stellten Verkalkungen der Gefäßwand, auch nach der Einführung des Dual-Energy-Moduses, also einem Fortschritt in der Differenzierung von Knochen bzw. Kalk bei Kontrastmittel gefüllten Gefäßen, weiterhin ein Problem der CTA dar. In unserer Studie zeigte sich dies für die axialen Bilder. Für die MIPs schien dieses Problem noch schwerwiegender zu sein und sollte in weiteren Studien untersucht werden. Zum Vergleich zwischen axialen Bildern und MIPs wird in Abb. 13 eine stark verkalkte Bifurkation der Iliacalgefäße gezeigt. Konnte der Stenosegrad in den axialen Bildern trotz hoher Verkalkungsgrade noch gut beurteilt werden, fiel die richtige Beurteilung in den MIPs deutlich schwerer.

Ähnlich starke Beeinflussungen wurden in einer Studie von Ouwendijk et al. aus dem Jahre 2006 gezeigt. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Nützlichkeit der Multidetektor-CT-Angiographie im klinischen Gebrauch beim Vorhandensein starker Gefäßwandverkalkungen sinkt. Die Empfehlung lautete daher, dass für Patienten mit Erkrankungen, die wesentlich zu vermehrter Gefäßwandverkalkung

führen, eine weitere oder sogar im Vorhinein eine andere diagnostische Methode, wie DSA oder MRA, zur Gefäßdarstellung eingesetzt werden sollte. Dies betrifft v.a. Patienten mit Diabetes mellitus, chronischem Nierenversagen, Herzerkrankungen, sowie Patienten, die älter als 84 Jahre sind.

##### *4.3.1.4 Qualität*

Die Bildqualitäten wurden anhand der vier Qualitätsmerkmale „sehr gut“ (Grad 4), „gut“ (Grad 3), „verwendbar“ (Grad 2) und „nicht beurteilbar“ („99“) kategorisiert.

##### *Betrachtung aller Gefäße*

Auch diese Beurteilung wurde vorgenommen, um daraus eine Abhängigkeit bei der richtigen Bewertung des Stenosegrades zu evaluieren. Die Bilder des Goldstandards zeigten nur in einem Fall eine „verwendbare“, in fünf Fällen eine „gute“ und in den restlichen Fällen eine „sehr gute“ Qualität. Bei den CTA-Beurteilern wurde ein davon abweichendes Profil ersichtlich. Bewertete Reader 1 über 60% der Bilder als „sehr gut“ und 30% als „gut“, entschied sich Reader 2 nur in 10% für „sehr gute“ und in 72% für „gute“ Qualität.

##### *Regionale Ergebnisse*

Hier wurde der Gefäßbaum in vier Regionen unterteilt: Aorta abdominalis, Becken-, Oberschenkel- und Unterschenkel- und Fußregion. Der Goldstandard beurteilte die Qualität in allen vier Regionen fast zu 100% als „sehr gut“. Reader 1 entschied sich bis in die Oberschenkelregion auch meist für „sehr gute“ Qualität, Reader 2 eher für „gute“ Qualität. Im Unterschenkel zeigten sich die größten Veränderungen. Reader 1 wählte deutlich öfter „gute“ und Reader 2 fast genauso oft „gute“ wie „sehr gute“ Qualität.

Durch die unterschiedlichen Qualitätsmaßstäbe der einzelnen Bewerter war ein Vergleich schwer möglich. Es wurde jedoch deutlich, dass die Qualität im Goldstandard auch im Unterschenkel auf sehr hohem Niveau blieb und beide Beurteiler eher zu „guter“ bis „verwendbarer“ Qualität im UF-Bereich tendierten.

Die Unterschiede in der Bewertung hätten eventuell durch eine genauere Besprechung der Qualitätsmaßstäbe zu Beginn der Bewertung verbessert bzw. verhindert werden können. Des Weiteren hätten DSA-Filmfolien mit den jeweiligen Qualitätsbildbeispielen vorbereitet und zum Vergleich bei der Befundung hinzugezogen werden können.

Auch hier wurde der exakte Test nach Fisher angewendet. Bei Betrachtung des Einflusses der Qualität auf die Sensitivität beider Reader zeigten sich rein

zufällige Unterschiede. Jedoch kamen überraschend signifikante Einflüsse der Qualität auf die Spezifität zum Vorschein. Bei Reader 2 zeigte sich das deutlich in der schlechtesten Spezifität bei „verwendbarer“ Bildqualität. Bei Reader 1 wurden noch schlechtere Ergebnisse für „gute“ Qualität erreicht.

Weitere Studien, die eine qualitätsbezogene Analyse durchführten, wurden trotz ausführlicher Recherche nicht gefunden.

##### *4.3.1.5 Einfluss der Artefakte auf die Beurteilung der Bilder*

Hier wurde zunächst eine grobe Einteilung über das Vorhandensein eines Artefaktes vorgenommen. „Kein Artefakt“ bedeutete Grad 1, ein „nicht beeinflussendes“ Artefakt Grad 2 und ein „beeinflussendes“ Artefakt Grad 3. Im Goldstandard zeigten sich fast alle beurteilten Gefäße ohne Artefakt. Nur 6 Gefäßsegmente wiesen ein „nicht beeinflussendes“ und nur 16 ein „beeinflussendes“ Artefakt auf. Reader 1 zeigte hier ähnliche Ergebnisse, jedoch mit etwas mehr „nicht beeinflussenden“ Artefakten. Reader 2 zeigte mit 158 „nicht beeinflussenden“ und 185 „beeinflussenden“ Artefakten deutlich mehr Artefakte auf. Vor allem in der UF-Region war dieser Anstieg bei Reader 2 deutlich zu sehen. Wurden von Reader 1 und 2 in der Beckenregion hauptsächlich Verkalkungsartefakte genannt, steigen im UF vor allem die Artefakte „suboptimale Kontrastierung“ und „venöse Kontamination“ an. Abbildung 14 zeigt deutlich, wie ein Artefakt, hier „venöse Kontamination“, bei der Beurteilung beeinflussen kann.

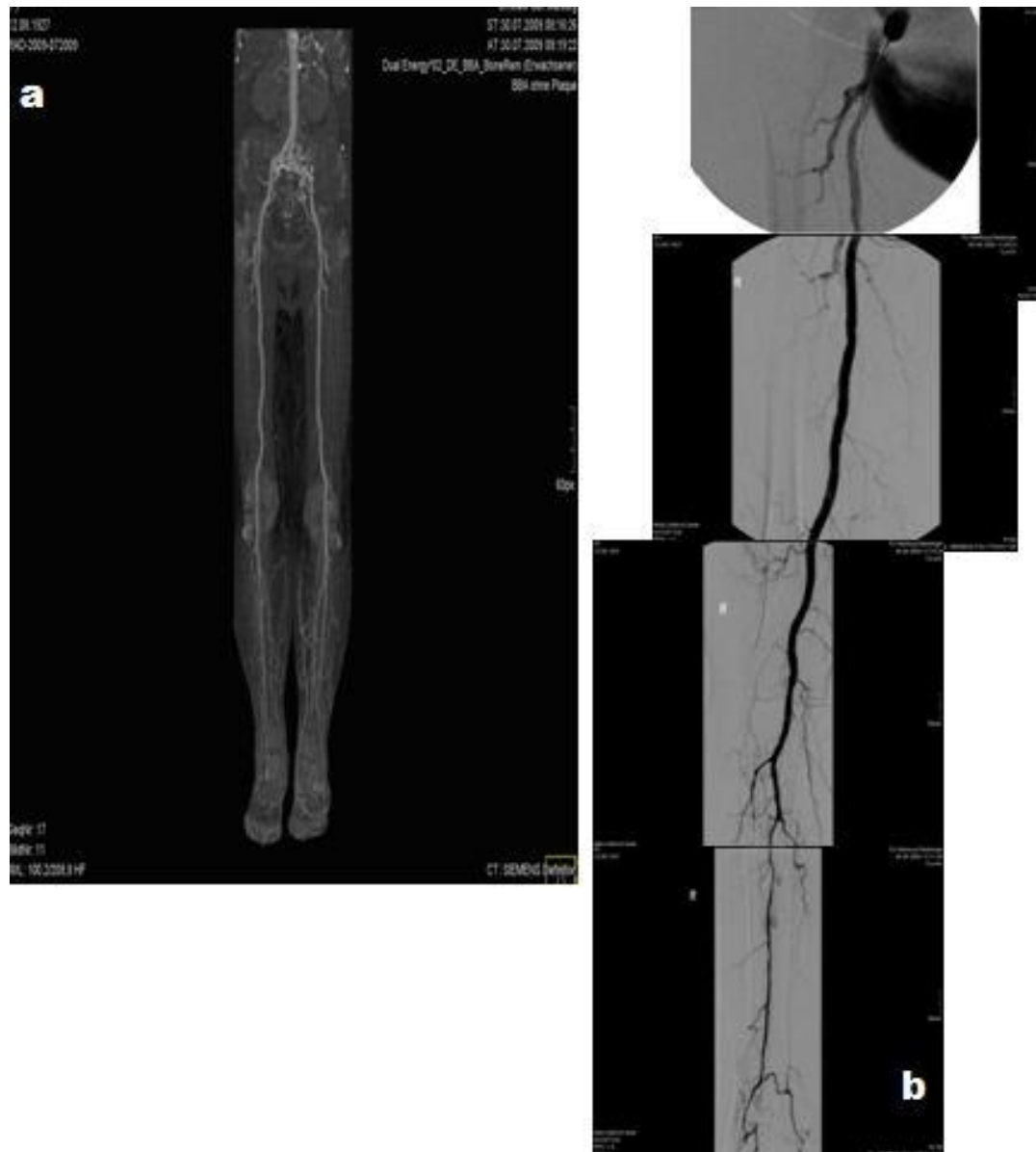
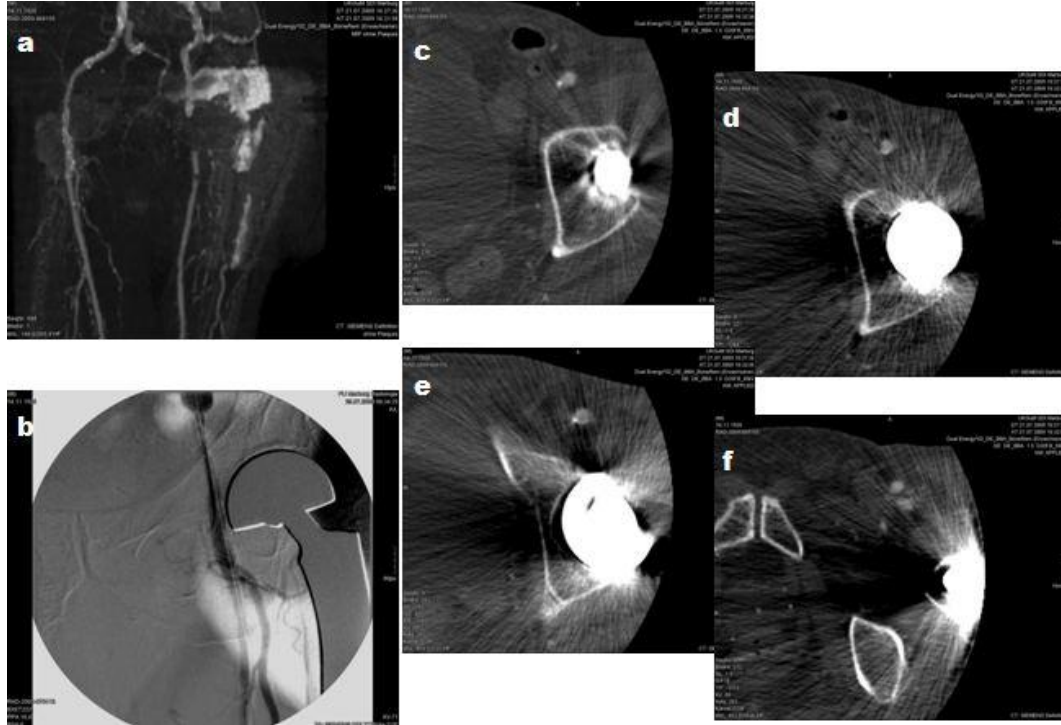


Abbildung 14 - a) beeinflussendes Artefakt: venöse Kontamination im Unterschenkel (MIP),  
b) Artefaktfreies DSA-Bild zum Vergleich

Des Weiteren wurden viel mehr „sonstige Artefakt“ in Oberschenkel- und Beckenregion genannt. Dazu zählen unter anderem Artefakte durch Hüftprothesen (siehe Abb. 15).



**Abbildung 15 - Artefakt durch eine Hüftprothese, a) MIP: durch den Artefakt wird ein falscher Verschluss gezeigt, b) DSA – kein Verschluss, c-f) Artefakt vorhanden, jedoch kein Einfluss auf die richtige Bewertung, alle Gefäße sind offen**

Im exakten Test nach Fisher wurden bei Reader 1 rein zufällige Unterschiede zwischen Artefakt/kein Artefakt und Sensitivität/Spezifität festgestellt. Die Sensitivitäten und Spezifitäten blieben auf annähernd gleichem Level. Bei Reader 2 zeigten sich nur bei der Betrachtung der Spezifität höchst signifikante Einflüsse. Bei den beeinflussenden Artefakten sank die Spezifität auf 44%.

In wie weit das Ausmaß der Verkalkung, die Qualität der Bilder sowie die unterschiedlichen Artefakte Einfluss auf die weiterführenden diagnostischen Maßnahmen sowie auf geplante Therapien haben, war nicht Ziel dieser Studie. Dies sollte in weiteren prospektiven Studien untersucht werden.

### 4.3.2 CTA-Interobserververgleich

Inwiefern bei der Beurteilung einer DECT-Angiographie die Ergebnisse beider CTA-Beurteiler miteinander übereinstimmen, wurde ebenfalls mit dieser Studie untersucht. Denn die Genauigkeit eines Tests kann nicht perfekt sein, wenn die Beurteilung durch verschiedene Bewerter zu große Unterschiede zeigt. Eine gute Reproduzierbarkeit muss demnach gegeben sein.

#### 4.3.2.1 Stenosegrad

Hier wurden die 2970 Gefäßsegmente in „gesund“ und „krank“ eingeteilt und miteinander verglichen. Nicht abgebildete, sowie nicht beurteilbare Segmente wurden ausgeschlossen, sodass noch 2835 Gefäße verglichen werden konnten. Es wurde sowohl der gesamte Gefäßbaum, als auch die verschiedenen Regionen untereinander beurteilt. In der Gesamtheit der Gefäße wurde eine starke Übereinstimmung (kappa-Quotient: 0,623) erreicht. In der Oberschenkelregion erreichten die Reader eine starke Kongruenz (0,639), in Becken- (0,556) und Unterschenkel- und Fußregion (0,565) nur eine deutliche Übereinstimmung. Betrachtet man die Unterschenkelregion getrennt von der Fußregion, erreicht der Unterschenkel die beste Deckungsgleichheit mit 0,65. Die pedale Region alleine zeigte nur eine schwache Übereinstimmung mit 0,362. Vergleicht man einzelne Gefäße zeigten sich die besten Übereinstimmungen in der A. tibialis anterior und posterior mit Kappa-Quotienten von  $> 0,7$ .

Ähnliche Übereinstimmungen wurden auch in der Studie von Kau et al. beschreiben. Auch hier wurden mit einem Kappa-Quotienten von 0,45 die schlechtesten Ergebnisse in der pedalen Regionen erzielt.

In einer reinen Interobserververgleichsstudie von Ouwendijk et al. aus dem Jahre 2006 wurde die Übereinstimmung der einzelnen Rater, sowohl in der CE-3D-MRA als auch in der MDCTA untersucht. Die MRA lieferte etwas bessere Ergebnisse, da die Anwesenheit von Kalkablagerungen in den Gefäßen die Übereinstimmung in der MDCTA reduzierte. In dieser Studie, wurden insgesamt besser Ergebnisse mit durchschnittlich 0,85 erreicht. Hier wurden jedoch keine Fußgefäße mit einbezogen.

#### 4.3.2.2 Qualität

Bei den Bewertungen der verschiedenen Qualitätsabstufungen zeigten die Beurteiler deutliche Unterschiede. In allen Abschnitten bewertete Reader 1 die Bildqualität tendenziell um eine Stufe besser als Reader 2. Somit ist hier nicht

verwunderlich, dass der Kappa-Quotient bei 0,017 liegt und keine Übereinstimmung erzielt wurde.

Diese Problematik wurde in einem vorherigen Abschnitt bereits diskutiert und muss in Folgestudien unbedingt berücksichtigt werden.

##### *4.3.2.3 Verkalkungsgrad*

Bei Betrachtung der verschiedenen Verkalkungsgrade wurde insgesamt eine deutliche Übereinstimmung mit einem Kappa-Quotienten von 0,518 erreicht. Diese Konkordanz zeigte sich vor allem bei Verkalkungsgrad 1 und Verkalkungsgrad 4. In insgesamt 43 Fällen beurteilten beide die Gefäßwand als mäßig verkalkt (Grad 3). Hier muss überlegt werden, ob ggf. die Beurteiler unterschiedlich gut in der Einschätzung des richtigen Anteils des Kreisumfanges waren. Um diese Problematik zu beheben, könnten Klassifikationsschemata wie in der Studie von Ota et al. Einsatz finden. Hier wurde das am stärksten stenosierte Segment des Gefäßes betrachtet, da die Kalzifizierung an diesem Punkt am wichtigsten für die therapeutische Herangehensweise ist. Lag keine Stenose vor wurde die Stelle mit der am stärksten verkalkten Gefäßwand evaluiert. Zudem wurden Bildbeispiele der Verkalkungsgrade zur Befundung vorgelegt. Hierbei wurden im Durchschnitt Kappa-Quotienten von 0,7 erreicht.

##### *4.3.2.4 Einfluss der Artefakte auf die Beurteilbarkeit der Bilder /Art der Artefakte*

Sowohl bei der Beurteilung, ob ein Artefakt vorlag oder nicht, und der Art der Artefakte wurden keine bzw. schwache Übereinstimmungen erzielt. Reader 1 entschied sich in ca. 560 Fällen öfter dazu, dass kein Artefakt vorlag. So gab es insgesamt nur 104 Übereinstimmungen zwischen den beiden Beurteilern für das Vorhandensein eines Artefaktes, egal ob beeinflussend oder nicht beeinflussend. Besonders stach hervor, dass Reader 1 nie einen Verkalkungsartefakt angab und Reader 2 546 Mal. Auch hier musste angenommen werden, dass die Beurteiler die Artefakte unterschiedlich interpretierten. Deswegen sollten in zukünftigen Studien eine intensivere Absprache zwischen den Beurteilern vor der Befundung erfolgen und die Artefaktarten genauer definiert werden.

Insgesamt wurde für die Hauptfragestellung, also die Beurteilung des Stenosegrades in „krank“ und „gesund“ sehr gute Übereinstimmung erzielt. Hier ist die Reproduzierbarkeit auch zwischen Beurteilern unterschiedlicher Erfahrung gegeben. Bei der Bewertung der Qualitäten muss unbedingt eine vorherige Absprache erfolgen, um einen Maßstab festzulegen. Bei der Bewertung des Verkalkungsgrades sollte ebenso eine vorherige Absprache erfolgen, um die



richtige Abschätzung des Verkalkungsgrades zu trainieren. Bei der Einstufung des Einflusses der Artefakte sowie der Art des Artefaktes fehlte jegliche Übereinstimmung.

Somit musste festgestellt werden, dass die Beurteilung der Artefakte stark untersucherabhängig ist. Wie stark ein Artefakt und vor allem welche Art des Artefaktes bei der Beurteilung stört, scheint stark subjektiver Natur zu sein und sollte eindeutig objektiviert werden.

#### 4.4 Limitationen

Einige Limitation der Studie müssen diskutiert werden.

1. Die Unterschiede in der Genauigkeit gegenüber anderen Studien könnten aus einem Selektionsbias resultieren. Die Patienten wurden aus dem klinischen Alltag heraus rekrutiert. D.h. sie zeigten einen unterschiedlichen Schweregrade der pAVK-Symptome, bestimmte Neben- und Begleiterkrankungen, sowie demographische Besonderheiten, die nicht alle im Voraus festgelegt wurden {Collins 2007}. In vielen anderen Studien wurde eine andere Population gewählt. Oft wurden Patienten, welche eigentlich nur eine konservative Behandlung bräuchten, ebenso in die Studie eingeschlossen. Unsere Patienten hatten fast alle ein pAVK-Stadium  $> 2b$ , oder eine akute Extremitätenischämie. Die DSA-Bilder wurden daher auch nur für die klinisch relevanten Gefäßsegmente angefertigt. So konnten zwar von den erhobenen CTA Segmenten nur ca. 1/3 verglichen werden, jedoch hatte unser Patientengut mit der Indikation zur Therapieplanung daher eine direkte Relevanz für die klinische Praxis

2. Da beim Interobserververgleich alle Gefäße verglichen wurden, auch die der symptomfreien Extremität, könnte die Übereinstimmung höher sein. Es hätten eventuell die gesunden Beine aus der Berechnung ausgeschlossen werden müssen. Jedoch zeigte die Studie von Ouwendijk et al. (2005), die auch eine Berechnung nur der erkrankten Beine durchführte, dass der Ausschluss der gesunden Gefäße keine Änderung der Kappa-Werte erbrachte.

3. Um höhere Übereinstimmungen zwischen den beiden CTA-Reader zu erlangen, und eine bessere Reproduzierbarkeit zu erreichen, sollten vor Beginn der Beurteilung Einteilungsvorgaben schriftlich festgelegt werden. Bildbeispiele könnten helfen.

4. Grundsätzlich ist eine Limitation durch die retrospektive Natur der Studie gegeben.

## 5 Zusammenfassung/Summary

Die Dual-Energy-CT-Angiographie (DECTA) bietet als nicht invasives Diagnoseverfahren eine sehr gute Darstellung multisegmentaler Stenosen, Gefäßwandverkalkungen und Stents. Durch ihre hohe Verfügbarkeit und die im Vergleich zur Magnetresonanz-Angiographie geringeren Kosten hat sie so einen hohen Stellenwert in der Gefäßdiagnostik erreicht.

Das Ziel dieser Studie war es die Genauigkeit der 64-Zeilen-Dual-Energy CT-Angiografie in der Detektion hämodynamisch relevanter Stenosen zu evaluieren, um daraus resultierend die korrekte Indikation zur Digitalen Substraktionsangiographie, welche als Goldstandard diene, zu stellen. Es wurden insgesamt 99 Patienten (198 Fälle = Extremitäten) mit dem klinischen Verdacht einer peripheren arteriellen Verschlusskrankheit und/oder kritischer Extremitätenischämie, welche innerhalb von 30 Tagen sowohl eine CTA als auch eine DSA erhalten hatten, in die Studie eingeschlossen.

Für die Hauptfragestellung, Detektion mindestens einer hämodynamisch relevanten Stenose im gesamten Bein, um daraufhin die Indikation zur DSA zu stellen, wurde in unserer Studie eine sehr gute diagnostische Genauigkeit der 64-Zeilen-DECTA nachgewiesen. Die Sensitivität lag bei einem exzellenten Wert von 98% und die Spezifität bei 75%. Aufgrund unseres großen konsekutiven Patientenguts mit 111 Fällen mit klinischen Symptomen einer pAVK konnten wir so eine starke Relevanz für den klinischen Alltag aufzeigen. Diese Herangehensweise sollte sich in der klinischen Routine durchsetzen, da so der diagnostische Weg und die Indikation zur DSA definiert werden.

Desweiteren konnte eine gute Korrelation mit den bisher veröffentlichten Studien nachgewiesen werden, bei denen die Sensitivität und die Spezifität aller Gefäße (2970 Segmente), sowie in Regionen unterteilt, berechnet wurde. Es stellt sich heraus, dass in den meisten Fällen die Beurteilung der axialen Bilder der DECTA als alleinige Methode zur präinterventionellen Diagnostik, zur Entscheidung über den Behandlungsplan, eingesetzt werden kann. Überlegungen, auf eine andere Methode, wie DSA oder MRA, umzusteigen, sollten für den Patienten individuell, in Abhängigkeit der vorliegenden Risikofaktoren, entschieden werden. Die Genauigkeit hing meist von der Stenoselokalisation ab. In der Beckenregion z.B. war die Aussagekraft aufgrund der ausgeprägten Gefäßwandverkalkungen limitiert. Hier konnte mittels des exakten Tests nach Fisher ein signifikanter Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Sensitivität und Spezifität aufgezeigt

werden. In der Unterschenkel- und Fußregion wurden in unserer Studie eine größere Genauigkeit als in der Literatur erzielt: Dies könnte an der eingesetzten Dual-Energy-Technik liegen, da mit dem automatischen Bone- und Plaque-Removal die Differenzierung zwischen nah nebeneinander liegenden Knochen und kontrastmittelgefüllten Gefäßen erleichtert wird.

Der Fortschritt in der Bildbearbeitung sowie die Erweiterung der Multidetektor-CT auf > 100 Zeilen verspricht dünnere Schichten und führt damit einerseits zu einer Reduktion des Partialvolumeeffektes. Andererseits würde sich die Qualität der Darstellung kleiner Gefäße in der Fußregion optimieren, welche in unsere Studie noch bisher mit „gut“ bis „verwendbar“ bewertet wurde, und könnten so bald an die sehr guten Sensitivitäten im Oberschenkelbereich Anschluss gewinnen.

Von besonderer Bedeutung war der Vergleich mit den MIPs, da in vielen Studien die alleinige Beurteilung der Stenosegrade damit untersucht wurde. Der Grund dafür soll eine schnellere und einfachere Bewertung der 3D-Bilder sein. Einen direkten Vergleich führten wir in der Studie nicht durch, jedoch zeigten wir mit einigen Bildbeispielen die Unabdingbarkeit der axialen Bilder. Aufgrund der vielen Nachbearbeitungsartefakte und der Unfähigkeit den richtigen Verkalkungsgrad, sowie Stents zu beurteilen, sollte auch in Zukunft nicht auf die Beurteilung der axialen Bilder verzichtet werden.

Im Interobserververgleich stellte sich heraus, dass bei der Beurteilung des Stenosegrades eine starke Übereinstimmung (max. kappa: 0,639) zwischen den CTA-Beurteilern erzielt wurde. Insbesondere bei der Beurteilung von Qualität und Artefakten jedoch, ergab sich eine starke Beurteilerabhängigkeit. Die Übereinstimmungen waren sehr schwach und es sollte in zukünftigen Studien auf eine vorherige Absprache untereinander und eine genaue Festlegung der Beurteilungskriterien nicht verzichtet werden.

In Zukunft werden Untersuchungen im High-Pitch-Akquisitions-Modus, welcher eine Dosisreduktion und eine beschleunigte Datenakquisition durch sehr schnellen Tischvorschub ermöglicht, die Diagnostik vorantreiben.

**Summary**

The purpose of this study was to evaluate the diagnostic accuracy of dual-energy 64-row computed tomography angiography (CTA) in patients with symptomatic lower extremity peripheral arterial occlusive disease or critical limb ischemia, compared with conventional digital subtraction angiography (DSA) serving as the reference standard.

DSA and CTA were consecutively performed in 99 patients (representing 198 cases). Classification of Stenosis (normal, mild, moderate, severe, occluded), extent of calcifications, image quality und artifacts were observed in cross-sectional images, visually in 2970 arterial segments by three radiologists. The CTA scorers were blinded. Accuracy, sensitivity and specificity have been calculated. Agreement between CTA scorers was evaluated by a Cohen kappa statistic.

Of 198 cases 111 were assessable on both DSA and CTA. Sensitivity and specificity of CTA were 98% and 75% detecting significant stenosis. The calcification levels showed a significant effect on detecting the correct grade of stenosis. The agreement between both CTA readers was good.

In conclusion 64-row dual-energy CTA is reliable for classification of significant stenosis in patients with suspected peripheral arterial occlusive disease. Limitations were shown in the different anatomic regions. In the pelvic region, it was the high degree of calcifications, which lead to difficulties in evaluation. In the crural and pedal region, the proximity between calcified vessels and bony structures caused suboptimal results.

Considering the good results of this study, future developments, such as high-pitch-acquisition-modus and dynamic-CTA, promise excellent results.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Bertolini G, Prokop M (2011) Multidetector-row computed tomography: Technical basics and preliminary clinical applications in small animals. *The Veterinary Journal* 189(1)
2. Braun J (2007) Bildgebende Verfahren in der Medizin.  
[http://www.charite.de/medinfo/Studium/Vorlesung/8Wahllehrveranstaltung/JB-Bildgebende%20Verfahren/Teil\\_05\\_CT.pdf](http://www.charite.de/medinfo/Studium/Vorlesung/8Wahllehrveranstaltung/JB-Bildgebende%20Verfahren/Teil_05_CT.pdf)
3. Brockmann C, Jochum S, Sadick M et al. (2009) Dual-Energy CT Angiography in Peripheral Arterial Occlusive Disease. *Cardiovasc Intervent Radiol* 32(4)
4. Cejna M (2005) Nichtinvasive periphere Gefäßdiagnostik – derzeitiger Stand der MR- und CT-Angiographie in der Diagnostik der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit. *Zeitschrift für Gefäßmedizin*
5. Cernic S, Pozzi Mucelli F, Pellegrin A, Pizzolato R, Cova MA (2009) Comparison between 64-row CT angiography and digital subtraction angiography in the study of lower extremities: personal experience. *Radiol med* 114(7)
6. Collins R CGBJARCDWKea (2007) DUS, MRA and CTA for the diagnosis and assessment of lower limb peripheral arterial disease.  
<http://www.hta.ac.uk/fullmono/mon1120.pdf>
7. Criqui MH, Ninomiya JK, Wingard DL, Ji M, Fronek A (2008) Progression of Peripheral Arterial Disease Predicts Cardiovascular Disease Morbidity and Mortality. *Journal of the American College of Cardiology* 52(21)
8. Danilevicius CF, Lopes JB, Pereira RMR (2007) Bone metabolism and vascular calcification. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 40(4)
9. Diehm C, Harald Darius, David Pittrow, Jens R. Allenberg (2005) Knöchel-Arm-Index. Ein wegweisender Risikomarker für die hausärztliche Praxis. *Deutsches Ärzteblatt* 102(34-35)
10. Diehm C, Jens Rainer Allenberg, David Pittrow, Matthias Mahn, Gerhart Tepohl Roman L. Haberl, Harald Darius, Ina Burghaus, Hans Joachim Trampisch (2009) Mortality and Vascular Morbidity in Older Adults With Asymptomatic Versus Symptomatic Peripheral Artery Disease. *Circulation*
11. Diehm C, Jens-Rainer Allenberg, Roman Haberl et al. (2007) High All-Cause Mortality in Patients with Peripheral Arterial Disease in Primary Care: Five-Year Results of the getabi Study. *Circulation*
12. Duvall MD DAVM (2005) Multi-Bed Vascular Disease and Atherothrombosis: Scope of the Problem. *Journal of Thrombosis and Thrombolysis* 17
13. Espinola-Klein C, Savvidis S (2009) Periphere arterielle Verschlusskrankheit. *Internist* 50(8)

14. Feuchtner G FG (2005) Applikationen und Limitationen der Mehrschicht-Computertomographie in der kardialen Bildgebung: Erfahrungen aus der Praxis. Journal für Kardiologie
15. Fine JJ, Hall PA, Richardson JH, Butterfield LO (2006) 64-Slice Peripheral Computed Tomography Angiography: A Clinical Accuracy Evaluation. Journal of the American College of Cardiology 47(7)
16. Fleischmann D, M. Richard, L. Hallett MD, G. D. Rubin (2006) CT Angiography of Peripheral Arterial Disease. Vasc Interv Radiol 2006; 17:3–26(17)
17. Fotiadis N, Kyriakides C, Bent C, Vorvolakos T, Matson M (2011) 64-section CT angiography in patients with critical limb ischaemia and severe claudication: comparison with digital subtractive angiography. Clinical radiology 66(10)
18. Füessl HS (20000928) Arzneimittelkommission zur paVK. Neue Leitlinien bei Claudicatio.; Drug committee on peripheral arterial occlusive disease. New guidelines for intermittent claudication. MMW Fortschritte der Medizin 142(39)
19. Gasper WJ, Runge SJ, Owens CD (2012) Management of Infrapopliteal Peripheral Arterial Occlusive Disease. Curr Treat Options Cardio Med.
20. Gereon Oliver Kostka (2003) Wertigkeit der 2D Time-Of-Flight Kernspinalangiographie der Becken-Bein Arterien im Vergleich zur Digitalen Subtraktionsangiographie, Ruhr-Universität Bochum
21. Gerok CHTMHZ (2000) Die Innere Medizin, 10. Aufl. Schattauer, Stuttgart
22. Goldman LW (2007) Principles of CT and CT Technology. Journal of Nuclear Medicine Technology 35(3)
23. Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S (2007) Der Kappa-Koeffizient. Dtsch med Wochenschr 132(S 01)
24. Gschwandtner ME SOWAR (2010) Hochdruck und Gefäßsystem. Journal für Hypertonie
25. Guzman RJ, Brinkley DM, Schumacher PM, Donahue RMJ, Beavers H, Qin X (2008) Tibial artery calcification as a marker of amputation risk in patients with peripheral arterial disease. J. Am. Coll. Cardiol. 51(20)
26. Hegde A, Chan LL, Tan L, Illyas M, Lim WEH (2009) Dual Energy CT and its use in neuroangiography. Ann. Acad. Med. Singap. 38(9)
27. Heijenbrok-Kal MH, Kock MCJM, Hunink MGM (2007) Lower Extremity Arterial Disease: Multidetector CT Angiography Meta-Analysis. Radiology 245(2)
28. Heijenbrok-Kal PMCMK (2007) CTA-Metaanalysis. Radiology: Volume 245: Number 2—November 2007 Volume 245(Number 2)
29. Herold und Mitarbeiter (2012) Innere Medizin. Herold, Köln
30. Jill J. F., Belch MD, Eric J., Topol MD, Giancarlo Agnelli MD et al. (2003) Critical Issues in Peripheral Arterial Disease Detection and Management. A Call to Action. ARCH INTERN MED 163: 884–892

31. Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M et al. (2007) Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 17(6)
32. Josephs SC, Rowley HA, Rubin GD (2008) Atherosclerotic Peripheral Vascular Disease Symposium II: Vascular Magnetic Resonance and Computed Tomographic Imaging. *Circulation* 118(25)
33. Kalender WA (2006) X-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.* 51(13)
34. Karcaaltincaba M, Aykut A (2010) Dual-energy CT revisited by multidetector ct: review of principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol.*
35. Kashyap V, M. D., Mircea L. Pavkov MD et al. (2008) Angiography Underestimates Peripheral Atherosclerosis: Lumenography Revisited. *J ENDOVASC THER*
36. Kashyap VS, Pavkov ML, Bishop PD et al. (2008) Angiography underestimates peripheral atherosclerosis: lumenography revisited. *J. Endovasc. Ther.* 15(1)
37. Kau T, Eicher W, Reiterer C et al. (2011) Dual-energy CT angiography in peripheral arterial occlusive disease-accuracy of maximum intensity projections in clinical routine and subgroup analysis. *Eur Radiol* 21(8)
38. Kayhan A, Palabıyık F, Serinsöz S et al. (2012) Multidetector CT angiography versus arterial duplex USG in diagnosis of mild lower extremity peripheral arterial disease: Is multidetector CT a valuable screening tool? *European Journal of Radiology* 81(3)
39. Kramer C (2007) ACCF/AHA 2007 Clinical Competence Statement on Vascular Imaging With Computed Tomography and Magnetic Resonance. *Journal of the American College of Cardiology*(Vo. 50, 11)
40. Kwon J, Lee W (2012) Utility of digital pulse oximetry in the screening of lower extremity arterial disease. *J Korean Surg Soc* 82(2)
41. Lange SCDHD (2004) High Prevalence of Peripheral Aterial Disease and Low Treatement Rates in Elderly Primary Care Patients with Diabetes. *Exp Clin Endocrinol Diabetes*
42. Lange SF, Trampisch H, Pittrow D et al. (2007) Profound influence of different methods for determination of the ankle brachial index on the prevalence estimate of peripheral arterial disease. *BMC Public Health* 7(1)
43. Leibecke T, Kugel C, Lubinski A, Peters SO, Jungbluth T, Helmberger T (2006) CTA und MRA bei PAVK – ist die DSA out? *Radiologe* 46(11)
44. Leitlinien PAVK – Bearbeitungsstand 9.3.2009 Deutsche Gesellschaft für Angiologie, Gesellschaft für Gefäßmedizin Leitlinien zur Diagnostik und Therapie der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit (PAVK). [www.awmf-leitlinien.de](http://www.awmf-leitlinien.de)
45. Lell MM, Hinkmann F, Nkenke E et al. (2010) Dual energy CTA of the supraaortic arteries: Technical improvements with a novel dual source CT system. *European Journal of Radiology* 76(2)
46. Luhmann N (2009) Funktionsdiagnostik des Herzens mittels Dual-Source-Computertomographie im Vergleich zur Magnetresonanztomographie: Eine

- tierexperimentelle Studie an Schweinen. Dissertation, Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
47. **Martin ML, Tay KH, Flak B et al. (2003)** Multidetector CT angiography of the aortoiliac system and lower extremities: a prospective comparison with digital subtraction angiography. *AJR Am J Roentgenol* 180(4)
  48. **MARY McGRAE McDERMOTT M (2006)** The magnitude of the problem of peripheral arterial disease: Epidemiology and clinical significance. *CLEVELAND CLINIC JOURNAL OF MEDICINE* 73
  49. **Met R, Shandra Bipat, Dink A. Legemate, et al. (2009)** Diagnostic Performance of Computed Tomography Angiography in Peripheral Arterial Disease. A Systematic Review and Meta-analysis
  50. **Meyer BC, Werncke T, Foert E et al. (2010)** Do the cardiovascular risk profile and the degree of arterial wall calcification influence the performance of MDCT angiography of lower extremity arteries? *Eur Radiol* 20(2)
  51. **Meyer M (2010)** Einsetzbarkeit der computertomographischen Angiographie der Becken- und Beinarterien bei Patienten mit arterieller Verschlusskrankheit. Habilitation, Charite
  52. **Meyera BTWEFMKCRK WTA (2008)** Dual energy CT of peripheral arteries: Effect of automatic bone and plaque removal on image quality and grading of stenoses. *European Journal of Radiology* 68
  53. **Michael L. M, Kiang HT, Borys Flak (2003)** Multidetector CT Angiography of the Aortoiliac System and Lower Extremities: A Prospective Comparison with Digital Subtraction Angiography. *American Roentgen Ray Society*
  54. **Minar E SM (2007)** TASC II - Kommentar aus Sicht des Angiologen. *Zeitschrift für Gefäßmedizin*
  55. **Much J (2005)** Computertomographie, Technische Universität München
  56. **Nagel HD (2005)** Dosisfalle Mehrschicht-CT.  
[http://www.sascrad.de/attachments/File/DGMS\\_05-Beitrag\\_Nagel.pdf](http://www.sascrad.de/attachments/File/DGMS_05-Beitrag_Nagel.pdf)
  57. **Norgren L, Hiatt W, Dormandy J, Nehler M, Harris K, Fowkes F (2007)** Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *Journal of Vascular Surgery* 45(1)
  58. **Ohtake T, Oka M, Ikee R et al. (2011)** Impact of lower limbs' arterial calcification on the prevalence and severity of PAD in patients on hemodialysis. *J. Vasc. Surg.* 53(3)
  59. **Ota H, Takase K, Igarashi K, CHiba Y, Haga K, Saito H (2004)** MDCT Compared with Digital Subtraction Angiography for Assessment of Lower Extremity Arterial Occlusive Disease: Importance of Reviewing Cross-Sectional Images. *AJR Am J Roentgenol*.
  60. **Ouwendijk R, Kock MCJM, van Dijk LC, van Sambeek MRHM, Stijnen T, Hunink MGM (2006)** Vessel Wall Calcifications at Multi-Detector Row CT Angiography in




- Patients with Peripheral Arterial Disease: Effect on Clinical Utility and Clinical Predictors. *Radiology* 241(2)
61. Ouwendijk R, Vries M de, Stijnen T et al. (2008) Multicenter Randomized Controlled Trial of the Costs and Effects of Noninvasive Diagnostic Imaging in Patients with Peripheral Arterial Disease: The DIPAD Trial. *American Journal of Roentgenology* 190(5)
  62. Ouwendijk R, Kock MCJM, Visser K, Pattynama PMT, Haan MW de, Hunink MGM (2005) Interobserver agreement for the interpretation of contrast-enhanced 3D MR angiography and MDCT angiography in peripheral arterial disease. *AJR Am J Roentgenol* 185(5)
  63. Perlstein TS, Creager MA (2009) The Ankle-Brachial Index as a Biomarker of Cardiovascular Risk: It's Not Just About the Legs. *Circulation* 120(21)
  64. Pierce G (2004) Basics of computed tomography angiography of the lower extremity vessels. *Seminars in Vascular Surgery* 17(2)
  65. Podhaisky T (2005) Hämodynamische Klassifizierung der PAVK durch duplexsonographische Messungen im poststenotischen Bereich. Dissertation, Martin-Luther Universität
  66. Prel, J., Bernd Röhrig, Maria Blettner (2009) Kritisches Lesen wissenschaftlicher Artikel. Teil 1 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. *Deutsches Ärzteblatt*
  67. Prel J, B. Röhrig, G. Hommel, M. Blettner (2010) Auswahl statistischer Testverfahren. Teil 12 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. *Deutsches Ärzteblatt* 107
  68. Raum E., P. M. PerlethD (2003) Methoden der Metaanalyse von diagnostischen Genauigkeitsstudien.  
[http://portal.dimdi.de/de/hta/hta\\_berichte/hta025\\_bericht\\_de.pdf](http://portal.dimdi.de/de/hta/hta_berichte/hta025_bericht_de.pdf)
  69. Reichold S (2007) Mehrzeilen-Spiral-Computertomographie in hochauflösender Darstellung und in Niedrig-Dosis-Technik zur Detektion von konventionell nicht erfassbaren Lungeninfiltraten bei immunsupprimierten Patienten mit FUO. Dissertation
  70. Ridker P, Meir J. Stampfer Nader Rifai (2001) Novel Risk Factors for Systemic Atherosclerosis. A Comparison of C-Reactive Protein, Fibrinogen, Homocysteine, Lipoprotein(a), and Standard Cholesterol Screening as Predictors of Peripheral Arterial Disease. *JAMA*
  71. Roth C (2004) Wertigkeit der Digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) gegenüber der Magnetresonanztomographie (MRA) in der Diagnostik der hirnversorgenden Halsgefäße. Dissertation, Humboldt-Universität zu Berlin
  72. Sarah Epal (2009) Strahlenexposition des Patienten bei Untersuchungen mit einem 64- Zeilenspiralcomputertomographen. Dissertation, Heinrich- Heine- Universität

73. Sarwar A, Rieber J, Mooyaart EAQ et al. (2008) Calcified Plaque: Measurement of Area at Thin-Section Flat-Panel CT and 64-Section Multidetector CT and Comparison with Histopathologic Findings<sup>1</sup>. *Radiology* 249(1)
74. Schaper N, Houtum W, Boulton A et al. (2012) Specific guidelines for the diagnosis and treatment of peripheral arterial disease in a patient with diabetes and ulceration of the foot 2011. *Diabetes Metab Res Rev* 28
75. Scheinert D, Schmidt A (2007) Periphere arterielle Verschlusskrankheit. *Clin Res Cardiol Suppl* 2(2)
76. Schelberger T (2008) „Angiographische Evaluation der Prädilektionsstellen der pAVK im infrarenalen Bereich“. Dissertation, Universität Marburg
77. Schumann R, Rieger J, Ludwig M (2007) Akute periphere arterielle Verschlusskrankheit. *MED KLIN* 102(6)
78. Schwarzer G (2002) Wahrscheinlichkeitsverhältnis(Likelihood Ratio)- Alternative zu Sensitivität und Spezifität. [http://www.zahnheilkunde.de/beitragpdf/pdf\\_775.pdf](http://www.zahnheilkunde.de/beitragpdf/pdf_775.pdf)
79. Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN) (2006) Diagnosis and management of peripheral arterial disease. (SIGN Guideline No 89)
80. Sedlmair M (2009) Dual-Energy CT: Physikalische Modelle und Anwendungen. Dissertation, LMU
81. Seichert N, P. Erhart (2003) Die "evidence-based" Entscheidungsanalyse in der physikalischen und rehabilitativen Medizin(Teil 2): Likelihood-Ratio ersetzt Sensitivität/Spezifität. *Phys Med Rehab Kuror*(13)
82. Shareghi S, Gopal A, Gul K et al. (2009) Diagnostic accuracy of 64 multidetector computed tomographic angiography in peripheral vascular disease. *Cathet. Cardiovasc. Intervent.*
83. Siemens medical (Hrsg) Computertomographie, 2008
84. Siemens medical (Hrsg) Dual Energy CT. SOMATOM Definition, 2008
85. Siemens medical (Hrsg) Exzellenz in CT. SOMATOM Definition, 2008
86. Solano D (2008) Image Quality Analysis in Dual-Source CT. Dissertation, UNIVERSITY OF HEIDELBERG
87. Sommer WHMFBMTRJMRWM (2012) Diagnostic Accuracy of Dynamic Computed Tomographic Angiographic of the Lower Leg in Patients With Critical Limb Ischemia. *Investigative Radiology*(47)
88. Spriestersbach ABRJPAGMB (2009) Deskriptive Statistik. Angabe statistischer Maßzahlen und ihre Darstellung in Tabellen und Grafiken. *Deutsches Ärzteblatt*
89. Statistische Ämter des Bundes und der Länder (2010) Demografischer Wandel in Deutschland, Heft 2, Ausgabe 2010
90. Statistisches Bundesamt (Destatis) (2011) Todesursachenstatistik 2010, Fachserie 12, Reihe 4 -.   
[https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Todesursachen/Todesursachen2120400107004.pdf?\\_\\_blob=publicationFile](https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Todesursachen/Todesursachen2120400107004.pdf?__blob=publicationFile)

91. **Toshiba.** <http://www.toshiba-medical.de/computertomographie/aquilion-one>, Stand: 18.02.2013
92. Tran DN, Straka M, Roos JE, Napel S, Fleischmann D (2009) Dual-energy CT discrimination of iodine and calcium: experimental results and implications for lower extremity CT angiography. *Acad Radiol* 16(2)
93. Uotani K, Watanabe Y, Higashi M et al. (2009) Dual-energy CT head bone and hard plaque removal for quantification of calcified carotid stenosis: utility and comparison with digital subtraction angiography. *Eur Radiol* 19(8)
94. Utsunomiya D, Oda S, Funama Y et al. (2010) Comparison of standard- and low-tube voltage MDCT angiography in patients with peripheral arterial disease. *Eur Radiol* 20(11)
95. Uysalsoylu I (2009) Diagnostische Genauigkeit der nicht invasiven Detektion von signifikanten Koronarstenosen mittels Dual Source Computertomographie in einem konsekutiven Patientenkollektiv, Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen
96. **Wernecke T** (2011) Dual-Energy-CT-Angiographie von Becken-Bein-Arterien bei Patienten mit peripherer arterieller Verschlusskrankheit. Dissertation, Universitätsmedizin Berlin
97. Yamamoto S, McWilliams J, Arellano C et al. (2009) Dual-energy CT angiography of pelvic and lower extremity arteries: dual-energy bone subtraction versus manual bone subtraction. *Clinical Radiology* 64(11)
98. Yang Q, Liu J, Barnes SRS et al. (2009) Imaging the vessel wall in major peripheral arteries using susceptibility-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 30(2)
99. **Zhonghua Sun** (2006) Diagnostic Accuracy of Multislice CT Angiography in Peripheral Arterial Disease. *J Vasc Interv Radiol* 2006 17:1915–1921


## 7 Anhang

Strahlendiagnostik: Becken-Bein-DSA:: <http://info/index.php?id=9111>



## Klinikum der Philipps-Universität Marburg

### Strahlendiagnostik intern



Arbeitsplätze > Intervention > F - Intervention-OP > Durchführung > Medizinische Informationen > Arbeitsanweisungen > Becken-Bein-DSA

[logout] Suche:

Terminkalender

Forum

Startseite

News

Ziele

Rahmenbedingungen

Organisation

Personal

Finanzen

Gebäude

**Arbeitsplätze**

Diagnostik

**Intervention**

Kinderradiologie

Senologie

Serviceeinrichtungen

Forschungslabor

Karl-von-Frisch-Straße

Osteodensitometrie

Material (Verbrauch, Mobilien)

Information

Produktlinien

Prozesse

Ergebnisse

Kunden

Lieferanten

Order Entry

Result Report

Externe Links

Index von A-Z

Fragen / Anregungen

Intranet

WWW-Homepage

Upload

### Becken-Bein-DSA

<p><b>Indikationen:</b></p> <p>pAVK II B - IV, Kontraindikationen zu MRT-Angio</p>	<p><b>Vorbereitung:</b></p> <p>Aufklärung (am Vortag), HI-IQ-Bogen            Klärung der Risikofaktoren            Allergianamnese, ggf. Vorbereitung nach Lasser-Schema            Metformin 3 Tage vor der Untersuchung absetzen            Gerinnungsblutwerte (Quick ab 40, Marcumar absetzen)            Nierenfunktion (Krea. 1,4-2 mmol/L - Vorwässern sonst CO<sub>2</sub>-DSA, bzw. Gadoliniumhelate, was ext aufzuklären ist)            Schilddrüsenanamnese und Blutwerte, ggf. Irena            Rasur der Punktionsstelle            Venöser Zugang</p>	<p><b>Ablauf:</b></p> <p>Steriles Abdecken  <i>Zugang</i> retrograd femoral (kontralateral der Läsie bzw. brachial)            Etagerendarstellung überlappend, Becken AP, RA 30 und LAO 30.            Aufnahmeprogramm: Abdomen 2 B/sec, Szenenlaufzeit 20 sec für die Darstellung der infrarenalen Aorta und der Beckenetape            Aufnahmeprogramm: Extremitäten 1 B/sec, Szenenlaufzeit bis zu 60 sec für die Darstellung der Beine und der Füße.            Die Länge der Szene wird individuell verkürzt.            Es wird mit 15P/sec durchleuchtet.            Einstellung der Druckspritze:  <i>Becken</i> Flow von 15 ml/sec und Volumen von 15 ml; Röntgenverzögerung ist auf 0 sec und die Injektionsverzögerung auf 2 sec eingestellt.  <i>Ab den Knie</i> abwärts wird das Volumen an der Druckspritze auf 25 ml erhöht, der Flow bleibt weiterhin auf 15 ml/sec, die Röntgenverzögerung wird individuell erhöht, die Injektionsverzögerung wird auf 0 sec reduziert.            Ggf. selektive DSA kontralateral in Cross-over, homolateral über die Schleuse            Abdrücken, Druckverband</p>
<p><b>Material:</b></p> <p>Steriler Tisch            Kochsalz mit Heparin            KM            Punktionsnadel (18G)            Bei transbrachialem Zugang: Micropuncture Set, und den Ultraschall mit sterilem Bezug und sterilem Sonogel bereitstellen            Schleuse            Führungsdraht Terumo gebogen            Pigtailkatheter 65 cm lang, bei transbrachialer Punktion Pigtailkatheter 90 cm lang für die Crossover-Technik einen Renalkatheter und einen Sidewinder 2 bereit legen</p>	<p><b>Dokumentation:</b></p> <p>Kurzbefund, HI-IQ-Bogen, DFP, DL</p>	<p><b>Patientenvorbereitung:</b></p> <p>Fragestellungsabhängige Verwendung der Gonadenschutzmaterialien            Umschließende Hodenkapselfn bei Männern</p>

Stand: 21.03.2

1 von 2 16.01.2012 17:23

<http://info.med.uni-marburg.de/fileadmin/strahlendiagnostik/Arbeitspl...>

#### Lagerung BBA-CT

**Stand 13.02.2009**

- |                               |   |
|-------------------------------|---|
| Vorbereitung                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>· Aufrufen und Begrüßen des Patienten /der Patientin</li> <li>· Wenn nicht vorhanden und falls benötigt: Legen einer Nadel im Vorbereitungsraum (mindestens grüne Braunüle).</li> <li>· Patient in Kabine holen und soweit wie möglich entkleiden lassen, ggfs. Anlegen eines Flügelhemdchens.</li> <li>· Erklären des weiteren Vorgehens. Kurze Kontrollanamnese durch MTRA bezüglich Allergien, Schilddrüsenerkrankungen, Metformineinnahme und Kontrolle, ob der richtige Patient aufgerufen wurde.</li> <li>· Metallteile und Fremdkörper im Untersuchungsvolumen entfernen lassen</li> <li>· Kontrastmittelspritze füllen (KM- und Kochsalzkolben), Anschließen eines Verlängerungsschlauchs („Schweineschwänzchen“) und Entlüftung des Schlauchsystems.</li> </ul> |
| Lagerung                      | <ul style="list-style-type: none"> <li>· Falls noch nicht geschehen: Legen eines Zugangs (mindestens grüne Braunüle, wenn Highflow-ZVK liegt, kann auch der verwendet werden).</li> <li>· Je nach Untersuchung: Zentrale Lagerung auf dem Tisch in Rückenlage, Knie möglichst eng beieinander, nötigenfalls Fixierung der Beine mit Gurt.</li> <li>· Falls benötigt: i.v.-Medikamentengabe (Fenistil, Ranitic)</li> <li>· Anschließen des Kontrastmittels</li> <li>· Einstellen der Tischhöhe</li> <li>· Arme über dem Kopf lagern</li> <li>· Patient die Augen schließen lassen</li> <li>· Einstellen des Laserkreuzes auf das obere Ende des zu untersuchenden Volumens und seitlich in Kniehöhe</li> </ul>   |
| Durchführung der Untersuchung |   |

DSA  
1. DECTA  
2. DECTA

O  
nur MIP  
nur MIP

O  
plus Schnittbilder  
plus Schnittbilder

O  
nur MIP  
nur MIP

O  
plus Schnittbilder  
plus Schnittbilder

Laufende-Bogen-Nr.:  
PID:  
Beurteilungs-Datum:

Geb. datum

Datum DSA

Datum DECTA

Beurteiler

# Links

	Sinose	Verknüpfungsgrad	Qualität	Artief I	Artief II
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					

# Rechts

	Sinose	Verknüpfungsgrad	Qualität	Artief I	Artief II
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					

## Legende:

	Sinose	Verknüpfungsgrad	Qualität
1	keine	keine Verknüpfung	sehr gut
2	<51%	< 1/3 des Kreisumfangs / gering	gut
3	51-70%	> 1/3 und < 2/3 des Kreisumfangs / mittel	verwendbar
4	71-90%	> 2/3 des Kreisumfangs / stark	nicht beurteilbar
5	100%		99

## Formular\_Eintrag:

Artiefakte I	keine	1
nicht beeinflusst	2	
beeinträchtigt	3	
Artiefakte II	keine	1
beeinträchtigt	2	
verbleibende Kontrastierung	3	
Verknüpfung	4	
Sonstiges	5	
Beurteiler	1. DECTA	2. DECTA
DSA	1	2
2. DECTA	2	3

Bemerkungen:

Dieses Gefäßsegment wurde nicht abgebildet (z.B. keine DSA, Amputation)

Datenbank\_Code 77:

## 8 Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
A.	Arteria
AA	Aorta abdominalis
Abb.	Abbildung
ABI	Ankle-Brachial-Index
ADP	Arteria dorsalis pedis
AF	Arteria fibularis
AFC	Arteria femoris communis
AFS	Arteria femoralis superficialis
AIC	Arteria iliaca communis
AIE	Arteria iliaca externa
AIL	Arteria iliaca interna
AP	Arteria poplitea
APF	Arteria profunda femoris
APP	Arteria plantaris pedis
ASS	Acetylsalicylsäure
ATA	Arteria tibialis anterior
ATP	Arteria tibialis posterior
BBA	Becken-Bein-Angiographie
CE	Contrast-enhanced
CT	Computertomographie
CTA	CT-Angiographie
DE	Dual-Energy
CPR	Curved Planar Reformation
DUS	Duplexsonographie
dyn-CTA	Dynamische CTA
FG	Femoralisgabel
HDL	High Density Lipoprotein
HE/HU	Hounsfield Einheit/Unit
KM	Kontrastmittel

KU	Kreisumfang
LQ+/LQ-	Positiver/negativer Likelihood-Quotient
MDCTA	Multidetektor-CTA
MIP	Maximum-Intensity-Projection
MPR	Multiplanare Reformation
MRA	MR-Angiographie
MRT	Magnetresonanztomographie
OS	Oberschenkel
p.a.	Posterior anterior
PACS	Picture Archiving and Communication System
pAVK	Periphere arterielle Verschlusskrankheit
PID	Patienten Identifikations Nummer
PPV/NPV	Positiver/Negativer Prädiktiver Wert
PTA	Perkutane Transluminale Angioplastie
Pw	Pulsewave
R1/R2	Reader 1/Reader 2
RAO/LAO	Right/left anterior oblique
s-CTA	Standard-CTA
TEA	Thrombendarteriektomie
TOF	Time-of-flight
TTF	Truncus tibiofibularis
UF	Unterschenkel und Fuß
US	Unterschenkel
VR	Volumen Rendering



## 9 Abbildungs-, Tabellen- und Diagrammverzeichnis

### Abbildungen:

Abbildung 1 - Stadieneinteilung nach Fontaine und Rutherford .....	3
Abbildung 2 - Einteilung AB-Index {Leitlinien PAVK - Bearbeitungsstand 9.3.2009} .....	5
Abbildung 3 - Scanparameter CT {Kalender 2006} .....	10
Abbildung 4 - Spiral-Technik {Kalender 2006} .....	11
Abbildung 5 - Unterschiede der Abschwächung von Iod im Dual-Energy Modus {Siemens medical 2008}.....	13
Abbildung 6 - Angiographiegerät Artis Zee Helling, Abt. Strahlendiagnostik, Universität Marburg (H. Joachim Szameitat - Zentrales Fotostudio-UKGM, Standort Marburg).....	15
Abbildung 7 - Dual-Energy-CT {Siemens medical 2008}.....	16
Abbildung 8 - MIP-Beispiel für sehr gute Bildqualität.....	19
Abbildung 9 - Patientenauswahl .....	21
Abbildung 10 - Zusammenfassung der Kappa-Statistik bzgl. der Artefaktarten .....	72
Abbildung 11 -Dreifach-Stent der A. femoralis superficialis, a-c) axiale Bilder der drei Stents (alle offen), d) MIP, eine richtige Beurteilung des Stentlumens ist hier nicht möglich, e) DSA-Darstellung des gesamten Beines, auch hier zeigen sich die Stents als durch .....	77
Abbildung 12 - Stenose der A. femoralis superficialis rechts, a) MIP b) DSA c) axiales Bild auf Höhe der Stenose, gute Beurteilbarkeit und Übereinstimmung untereinander .....	82
Abbildung 13 - Vergleich zwischen axialen Bildern und MIPs, Ausmaß der Verkalkung in der Beckenregion, a) Maximum-Intensity-Projection nach dem Bone-removal, Bifurkationsbereich schlecht beurteilbar b) Axiales Bild auf Höhe der Bifurkation, c) Axiales Bild distal de .....	85
Abbildung 14 - a) beeinflussendes Artefakt: venöse Kontamination im Unterschenkel (MIP), b) Artefaktfreies DSA-Bild zum Vergleich .....	88
Abbildung 15 - Artefakt durch eine Hüftprothese, a) MIP: durch den Artefakt wird ein falscher Verschluss gezeigt, b) DSA – kein Verschluss, c-f) Artefakt vorhanden, jedoch kein Einfluss auf die richtige Bewertung, alle Gefäße sind offen.....	89

Tabellen:

Tabelle 1 - Deskriptive Patientenanalyse.....	22
Tabelle 2 - Vierfeldertafel zur Sensitivitäts- und Spezifitätsberechnung .....	23
Tabelle 3- Einteilung Likelihoodratio {Schwarzer 2002} .....	24
Tabelle 4 - Beispielkontingenztafel Fisher Test .....	25
Tabelle 5 - Testentscheidung Nullhypothese .....	26
Tabelle 6 - Beispielkontingenztafel Kappa-Quotient.....	26
Tabelle 7 - Verteilung der Stenosegrade, Vergleich DSA mit CTA-Reader 1 .....	29
Tabelle 8 - Verteilung der Stenosegrade, Vergleich DSA mit CTA-Reader 2 .....	30
Tabelle 9 - Prozentuale Verteilung der Gefäßeigenschaften im Becken (alle Reader) ....	30
Tabelle 10 - Prozentuale Verteilung der Gefäßeigenschaften im Oberschenkel (alle Reader) .....	31
Tabelle 11 - Prozentuale Verteilung der Gefäßeigenschaften im Unterschenkel + Fuß (alle Reader) .....	32
Tabelle 12 - Verteilung der Verkalkungsgrade, Vergleich DSA mit CTA-R 1 .....	34
Tabelle 13 - Verteilung der Verkalkungsgrade, Vergleich DSA mit CTA-R 2 .....	34
Tabelle 14 - Verteilung der Qualitäten, Vergleich DSA mit CTA-R 1.....	37
Tabelle 15 - Verteilung der Qualitäten, Vergleich DSA mit CTA-R 2.....	37
Tabelle 16 - Verteilung des Einflusses der Artefakte, Vergleich DSA mit CTA-R 1 .....	40
Tabelle 17 - Verteilung des Einflusses der Artefakte, Vergleich DSA mit CTA-R 2 .....	41
Tabelle 18- Verteilung der Artefaktarten, Vergleich DSA mit CTA-R 1 .....	43
Tabelle 19 - Verteilung der Artefaktarten, Vergleich DSA mit CTA-R 2 (1. und 2. angegebener Artefakt) .....	44
Tabelle 20 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen eines Beines aller in der CTA abgebildeten Gefäße mit Pendant in der DSA.....	47
Tabelle 21 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen aller beurteilten Gefäße, Vergleich DSA mit CTA-R 1 .....	48
Tabelle 22 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen aller beurteilten Gefäße, Vergleich DSA mit CTA-R 2.....	48
Tabelle 23 - Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen aller beurteilten Gefäße, Vergleich DSA mit CTA-R 1 + CTA-R 2.....	49
Tabelle 24 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Region (Version 1).....	49
Tabelle 25 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Region (Version 2).....	50
Tabelle 26 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Gefäß (Version 1) .....	50
Tabelle 27 - Zusammenfassung der Statistik hämodynamisch relevanter/nicht relevanter Stenosen pro Region (Version 2).....	51

Tabelle 28 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Sensitivität (Reader 1)	52
Tabelle 29 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Spezifität (Reader 1)	53
Tabelle 30 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Sensitivität (Reader 2)	54
Tabelle 31 - Fisher Test: Einfluss des Verkalkungsgrades auf die Spezifität (Reader 2)	54
Tabelle 32 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Sensitivität (Reader 1)	55
Tabelle 33 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Spezifität (Reader 1)	56
Tabelle 34 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Sensitivität (Reader 2)	57
Tabelle 35 - Fisher Test: Einfluss der Qualität auf die Spezifität (Reader 2)	57
Tabelle 36 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Sensitivität (Reader 1)	58
Tabelle 37 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Spezifität (Reader 1)	58
Tabelle 38 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Sensitivität (Reader 2)	59
Tabelle 39 - Fisher Test: Einfluss der Artefakte auf die Spezifität (Reader 2)	60
Tabelle 40 - Zusammenfassung der Ergebnisse des exakten Tests nach Fisher	61
Tabelle 41 – Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen aller Gefäße	62
Tabelle 42 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Beckens	62
Tabelle 43 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Oberschenkels	62
Tabelle 44 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen der Unterschenkel + Fußregion	62
Tabelle 45 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Unterschenkels	63
Tabelle 46 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen des Fußes	63
Tabelle 47 - Kappa-Statistik für hämodynamisch relevante/nicht relevante Stenosen der einzelnen Gefäße	63
Tabelle 48 - Kappa-Statistik für die Verkalkungsgrade aller Gefäße	64
Tabelle 49 – Kappa-Kontingenztafeln für die Verkalkungsgrade von Becken, Oberschenkel, Unterschenkel + Fuß	65
Tabelle 50 - Zusammenfassung der Kappa-Statistik für die Verkalkungsgrade pro Region	65
Tabelle 51 -Kappa-Statistik für die Qualitäten aller Gefäße	66
Tabelle 52 - Kappa-Kontingenztafeln für die Qualitäten pro Region	66
Tabelle 53 - Kappa-Statistik für die Qualitäten pro Region	67
Tabelle 54 - Kappa-Statistik für den Einfluss der Artefakte aller Gefäße	67
Tabelle 55 - Kappa-Kontingenztafeln für den Einfluss der Artefakte pro Region	68
Tabelle 56 - Kappa-Statistik für den Einfluss der Artefakte pro Region	68

Tabelle 57 – Kappa-Statistik für die Artefaktarten (1. angegebener Artefakt) aller Gefäße .....	69
Tabelle 58 - Kappa-Statistik für die Artefaktarten (2. angegebener Artefakt) aller Gefäße .....	69
Tabelle 59 - Kappa-Kontingenztafeln für die Artefaktarten im Becken (1.+2. angegebener Artefakt).....	70
Tabelle 60 - Kappa-Kontingenztafeln für die Artefaktarten im Oberschenkel (1.+2. angegebener Artefakt) .....	70
Tabelle 61 - Kappa-Kontingenztafeln für die Artefaktarten im Unterschenkel und Fuß (1.+2. angegebener Artefakt) .....	71

Diagramme:

Diagramm 1 – pAVK-Stadien, der in die Studie einbezogenen Fälle .....	22
Diagramm 2 - Prozentuale Verteilung der Stenosegrade im Becken (alle Reader) .....	31
Diagramm 3 - Prozentuale Verteilung der Stenosegrade im Oberschenkel (alle Reader)	32
Diagramm 4 - Prozentuale Verteilung der Stenosegrade im Unterschenkel + Fuß (alle Reader) .....	33
Diagramm 5 - Prozentuale Verteilung der Verkalkungsgrade im Becken (alle Reader) ..	35
Diagramm 6 - Prozentuale Verteilung der Verkalkungsgrade im Oberschenkel (alle Reader) .....	35
Diagramm 7 - Prozentuale Verteilung der Verkalkungsgrade im Unterschenkel + Fuß (alle Reader) .....	36
Diagramm 8 - Prozentuale Verteilung der Qualitäten der Aorta (alle Reader) .....	38
Diagramm 9 - Prozentuale Verteilung der Qualitäten im Becken (alle Reader) .....	38
Diagramm 10 - Prozentuale Verteilung der Qualitäten im Oberschenkel (alle Reader) ...	39
Diagramm 11- Prozentuale Verteilung der Qualitäten im Unterschenkel + Fuß (alle Reader) .....	39
Diagramm 12 - Prozentuale Verteilung des Einflusses der Artefakte im Becken (alle Reader) .....	41
Diagramm 13 - Prozentuale Verteilung des Einflusses der Artefakte im Oberschenkel (alle Reader) .....	42
Diagramm 14 - Prozentuale Verteilung des Einflusses der Artefakte im Unterschenkel + Fuß (alle Reader) .....	42
Diagramm 15 - Prozentuale Verteilung der Artefaktarten im Becken (alle Reader) .....	45
Diagramm 16 - Prozentuale Verteilung der Artefaktarten im Oberschenkel (alle Reader) .....	45
Diagramm 17 - Prozentuale Verteilung der Artefaktarten im Unterschenkel + Fuß (alle Reader) .....	46
Diagramm 18 – Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Verkalkungsgrade (R 1) .....	53
Diagramm 19 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Verkalkungsgrade (R 2) .....	55
Diagramm 20 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Qualitäten (R 1) .....	56
Diagramm 21 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte der einzelnen Qualitäten (R 2) .....	57
Diagramm 22 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte nach Einfluss der Artefakte (R 1) .....	59
Diagramm 23 - Sensitivitäts- und Spezifitätswerte nach Einfluss der Artefakte (R 2) .....	60

## 10 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren  
in Marburg:

Adamkiewicz, Aigner, Aumüller, Banzhoff, Barth, Bartsch, Basler, Bauer, Baum, Baumann, Becker, Behr, Berger, Bette, Bien, Bolm, Brehm, Cetin, Czubayko, Daut, Del Rey, Dettmeyer, Dietrich, Donner-Banzhoff, Engenhardt-Cabillic, Eilers, Fendrich, Feuser, Fuchs-Winkelmann, Geks, Görg, Gress, Grimm, Grundmann, Grzeschik, Hamer, Hasilik, Hegele, Hertl, Heverhagen, Höffken, Hofmann, Höglinger, Horn, Hoyer, Hundt, Jacob, Kalinowski, Kann, Kaufmann, Klingmüller, Klose, Koolman, Kruse, Kuhlmann, Leonhardt, Lill, Liss, Lohoff, Löffler, Maier, Maisch, Michl, Moll, Mandrek, Moosdorf, Müller, Mutters, Oertel, Olbert, Opitz, Neubauer, Neumüller, Pagenstecher, Plant, Rausch, Renz, Richter, Rose, Rothmund, Röhm, Röper, Ruchholtz, Schade, Schäfer, Schmidt, Schofer, Schrader, Schultze, Seitz, Sekundo, Sesterhenn, Steiniger, Stephan, Strik, Tackenberg, Teymoortash, Timmesfeld, Vogelmeier, Voigt, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Wündisch, Wulf, Zwioerek.

in Frankenberg: Cassebaum, Gabriel, Schmid, Wagner.

in Berlin: Arastéh, Kienapfel, Schühlen